

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ**  
**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ**  
**імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет електроніки  
Кафедра акустики та акустoeлектроніки

«На правах рукопису»  
УДК \_\_\_\_\_

«До захисту допущено»

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ (підпис) \_\_\_\_\_ (ініціали, прізвище)

“ ” \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_  
р.

## Магістерська дисертація

зі спеціальності (спеціалізації) 171 Електроніка

на тему: «Комп'ютерні методи суб'єктивної діагностики слуху людини»

Виконав: студент \_\_\_\_\_ курсу, групи ДГ-71мп

\_\_\_\_\_ Коржик Максим Олексійович

\_\_\_\_\_ (прізвище, ім'я, по батькові)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Керівник \_\_\_\_\_ зав.кафедри, д.т.н., проф. Дідковський В.С.

\_\_\_\_\_ (посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Консультант \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ (назва розділу) \_\_\_\_\_ (посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Рецензент \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_ (посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

\_\_\_\_\_ (підпис)

Засвідчую, що в цій дипломній роботі  
немає запозичень з праць інших авторів  
без відповідних посилань.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Київ – 2018 року

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені І. Сікорського»**

Факультет електроніки

Кафедра акустики та акустoeлектроніки

Рівень вищої освіти – другий (магістерський) за освітньо-професійною програмою

Спеціальність (спеціалізація) 171 Електроніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_  
(підпис)

\_\_\_\_\_  
(ініціали, прізвище)

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на магістерську дисертацію студенту**

\_\_\_\_\_  
Коржику Максиму Олексійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема дисертації: «Комп'ютерні методи суб'єктивної діагностики слуху людини»

керівник дисертації зав.кафедри, д.т.н., проф. Дідковський В.С.  
(науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

затверджена наказом по університету від «07» 11 2018р. №4114с

2. Строк подання студентом дисертації: 07.12.2018.

3. Об'єкт дослідження: властивості слуху людини

4. Предмет дослідження: вирішення проблем слуху людини за допомогою акустичної медичної апаратури, діагностика та лікування проблем зі слухом

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: Аналітичний огляд суб'єктивних методів діагностики слуху людини, дослідження та порівняння існуючого програмного забезпечення, дослідження негативного впливу шуму на методи діагностики проблем зі слухом, розрахунок відхилення слуху від норми;
6. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація.
7. Перелік публікацій:
  1. Сперкач А. Я., Заєць В.П., Сидоренко В.О. Зниження шуму транспортних потоків шумовими екранами на трасі Київ – Харків в с. Красногорівка / А. Я. Сперкач, В.П. Заєць, В.О. Сидоренко // Міжнародна наукова конференція "Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення" (випуск 33)" (м. Тернопіль, 13 листопада 2018 р.). – Частина 2. – Тернопіль. – 2018. – С. 122-123.
  2. Сидоренко В. О, Заєць В.П., Сперкач А. Я. Зниження шуму створюваного відкритим майданчиком клубу «Park Residence» в м. Одеса– Харків в с. Красногорівка / В.О. Сидоренко, В.П. Заєць, А. Я. Сперкач // Міжнародна наукова конференція "Інформаційне суспільство: технологічні, економічні та технічні аспекти становлення" (випуск 33)" (м. Тернопіль, 13 листопада 2018 р.). – Частина 2. – Тернопіль. – 2018. – С. 119-121.
8. Дата видачі завдання: 01.09.2017.

### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Ознайомлення зі специфікою теми	1.09.2017 – 1.02.2018	
2.	Огляд літератури	2.02.2018 – 30.06.2018	
3.	Пошуки інформації щодо існуючих шумозахисних екранів	1.07.2018 – 24.08.2018	
4.	Проведення експерименту	25.08.2018 – 30.08.2018	
5.	Обробка експериментальних даних та розрахунків звукоізоляції	1.09.2018 – 30.09.2018	
6.	Оформлення пояснювальної записки	1.10.2018 – 03.12.2018	
7.	Підготовка презентації	7.12.2018 – 16.12.2018	

Студент

\_\_\_\_\_  
(підпис)

М.О. Коржик  
(ініціали, прізвище)

Науковий керівник дисертації

\_\_\_\_\_  
(підпис)

В.С. Дідковський  
(ініціали, прізвище)

## РЕФЕРАТ

Робота містить 92 сторінки, 15 рисунків, 38 таблиці та один додаток. Було використано 37 джерела.

Метою дослідження є проектування приладу для діагностики проблем слуху у людей за допомогою акустичних технологій.

Методом дослідження є акустична імпедансометрія, яка полягає у випромінюванні звукових хвиль через звукопровідну трубку у систему середнього вуха людини для подальшої реєстрації відбитих хвиль, та визначенні модулю імпедансу середнього вуха людини, порівнянні імпедансу вуха до та після слухопокращуючої операції.

Завдяки сучасним досягненням науки, можна робити оцінку стану здоров'я пацієнта, призначати лікування, підтверджувати або спростовувати діагноз, робити об'єктивні прогнози на майбутнє. Повноцінна відмова користуватися одним з основних органів відчуття – слухом - приносить незручність в спілкуванні. Це загрожує небезпекою для життя в побутових ситуаціях, а також загальному здоров'ю. Для запобігання таким проблемам, науковці та медики створили безліч способів діагностики та лікування слуху.

**Галузь застосування:** отоларингологія, біоакустика, медична акустична апаратура.

**Ключові слова:** *акустичний імпеданс, слухова система людини, середнє вухо людини, біоакустика, вушний ехоскоп.*

## ABSTRACT

The work contains 92 pages, 15 figures, 38 tables and one application. 37 sources were used.

The purpose of the study is to design a device for diagnosing hearing problems in humans through the use of acoustic technology.

The research method is acoustic impedance measurement, which consists in the emission of sound waves through a sound tube in the system of the middle ear of a person for the further recording of reflected waves, and the definition of the modulus of the impedance of the middle ear of a person, comparing the impedance of the ear before and after the acoustic enhancement operation.

Thanks to the modern achievements of science, one can make an assessment of the patient's health, prescribe treatment, confirm or refute the diagnosis, and make objective forecasts for the future. Complete refusal to use one of the basic organs of sensation - hearing - brings an inconvenience in communication. It endangers life in everyday situations, as well as general health. To prevent such problems, scientists and physicians have created many ways to diagnose and treat hearing.

**Field of application:** otolaryngology, bioacoustics, medical acoustic equipment.

**Key words:** *acoustic impedance, human hearing system, middle ear, bioacoustics, ear echoscope.*

## ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І	
ТЕРМІНІВ .....	9
ВСТУП .....	10
<u>1</u> ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ .....	12
1.1 Шумове забруднення .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.2 Не автомобільні шуми .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.3 Автомобільні шуми .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.4 Вплив шуму на здоров'я .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.5 Способи захисту від шуму .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.6 Шумозахисні екрани .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.7 Приклади конструкцій екранів .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
1.8 Висновок до розділу 1 .....	51
<u>2</u> ЕФЕКТИВНІСТЬ ШУМОЗАХИСНИХ ЕКРАНІВ .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.1 Методика проведення вимірювань ..	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.2 Використана апаратура .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.3 Розрахунок шумової характеристики транспортного потоку ....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.4 Розрахунок шумового забруднення на сельбищній території ....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.5 Розрахунок шуму при застосуванні шумозахисних екранів .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.6 Максимальна ефективність шумозахисних екранів ..	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.7 Карти шуму .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
2.8 Висновок до розділу 2 .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
<u>3</u> ЗВУКОІЗОЛЯЦІЯ ШУМОЗАХИСНИХ ЕКРАНІВ .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>

3.1 Розрахунок звукоізоляції шумозахисних екранів	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
3.1.1 Розрахунок звукоізоляції екрану з полівінілхлориду.....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
3.1.2 Розрахунок звукоізоляції екрану з мінеральної вати між шарами алюмінію .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
3.1.3 Розрахунок звукоізоляції екрану з мінеральної вати між шарами полівінілхлориду .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
3.2 Обґрунтування доцільності вибору матеріалу.....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
3.3 Висновок до розділу 3 .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
<b>4. СТАРТАП ПРОЕКТ</b> .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
4.1 Опис ідеї проекту .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту .....	119
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту .....	119
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту .....	125
4.6. Висновок до розділу 4 .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
<b>ВИСНОВОК</b> .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
<b>СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ</b> .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>
<b>ДОДАТОК А</b> .....	<b>Ошибка! Закладка не определена.</b>



## **ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ**

1. КЕПРЗТ - контрольні еквівалентні порогові рівні звукового тиску
2. КЕПРЗС - контрольні еквівалентні порогові рівні змінної сили
3. ШВ – штучне вухо

## ВСТУП

Людське вухо має складну будову і злагоджена робота всіх його відділів є запорукою хорошого слуху.

Діагностика слуху – найважливіша частина медичної слухової допомоги.

В ході діагностичного обстеження фахівці проводять спеціальні тести, за результатами яких формується аудиограма. Від результатів і її своєчасності залежить вибір способів лікування і відновлення слуху.

Використовуються як суб'єктивні методи дослідження слуху (аудіометрія: тональна, мовна), так і об'єктивні (тімпанометрія, ОАЕ, КСВП, ASSR), які дозволяють визначити ступінь і характер зниження слуху не тільки у дорослих, але навіть у новонароджених дітей. Обстеження, а також підбір і налаштування слухових апаратів здійснює лікар-сурдолог-оториноларинголог.

Порушення слухової функції людини, в залежності від локалізації ураження, підрозділяються на кондуктивні, нейросенсорні і змішані. Це пов'язано з типом проведення звуку, від того, яким шляхом звук поширюється до кори головного мозку.

Методи, що застосовуються в аудіології для оцінки функціонування слухової системи, поділяються на об'єктивні і суб'єктивні. До суб'єктивних методів діагностики відноситься тональна і мовна аудіометрія, а також аудіометричні надпорогові тести, які дозволяють оцінити стан слухової системи в цілому. Порівняння порогів кісткової і повітряної провідності дає можливість виявити кондуктивний або сенсоневральний тип ураження, встановити рівень ураження, намітити загальну стратегію лікування (терапевтичне або хірургічне), прийняти рішення про необхідність

слухопротезування або кохлеарної імплантації, визначити тип і орієнтовні параметри налаштування слухового апарату і види реабілітації.

Об'єктивні методи діагностики не залежать від поведінки і стану здоров'я пацієнтів. Вони дозволяють проводити обстеження як маленьких дітей, так і дорослих, вирішувати ряд експертних питань, пов'язаних з професійною діяльністю різних категорій громадян, а також оцінювати ступінь втрати слуху у хворих, які не здатні співпрацювати з фахівцем-аудіологів. До об'єктивних методів дослідження відносяться методики, засновані на реєстрації електричних сигналів, що виникли в різних відділах слухової системи у відповідь на дію звукових стимулів.

Об'єктивні методи дослідження функціонального стану слухової системи є прогресивними, перспективними і надзвичайно актуальними для сучасної аудіології. З об'єктивних методів фахівці проводять наступні: акустична імпедансометрія, реєстрація слухових викликаних потенціалів (СВП), отоакустична емісія.

## РОЗДІЛ 1

### ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

Поява перших пристроїв для корекції слуху відбулась у порівняно далекому минулому. Одну з найбільш ранніх згадок в цій області пов'язують з описаним у 1551 році спеціальним металевим стрижнем, що використовувася приглухуватими людьми з збереженим звукопроведенням. Разом з великими слуховими трубками в той час широко застосовувалися «вушні воронки», що нагадують за зовнішнім виглядом сучасні отоскопи для огляду зовнішнього слухового проходу. Посилення звуку, що досягалося за допомогою слухових трубок, різків і воророк, складало в середньому, приблизно 6 - 10 дБ в діапазоні частот 250 - 1000 Гц, в той час як на більш високих частотах ефект звукопідсилення практично не спостерігався. Частотні характеристики посилення подібних пристроїв були відзначені безліччю піків, зумовлених резонансними явищами, що не сприяло натуральності звучання. Особливо різко вираженими піками, висота яких досягала 15 - 20 дБ, володіли частотні характеристики «слухових різків».

Мабуть, одним з найбільш ефективних, з точки зору акустичних властивостей, було запропонований в 1860 р пристрій, що складався з невеликого параболічного дзеркала. У фокусі якого розташовувався вхідний отвір трубки, що здійснював каналізацію звукової енергії в зовнішній слуховий прохід, в котрий вставлявся інший кінець цієї трубки. Звукопідсилення цього пристрою в діапазоні частот 300 - 2500 Гц досягало близько -20 дБ.

Всі ці найпростіші акустико-механічні прилади були придатні лише при невеликих зниженнях слуху, їми нерідко користувались літні люди з характерною віковою (старечею) приглухуватістю.

З винаходом в 1876 р А. Беллом телефону і вугільного мікрофону, по мірі розвитку техніки електрозв'язку, стали з'являться електричні слухові апарати. Один з перших слухових апаратів був створений в 1900р Алтом - співробітником Віденської вушної клініки. Він складався з вугільного мікрофону, електромагнітного навушного телефону і батарейного джерела електроживлення. Надалі, після винаходу в 1914 р малогабаритного внутрішньовушного телефону, він прийшов на заміну навушному телефону [18].

Перші електричні слухові апарати забезпечували середнє посилення до 30 дБ і діапазон відтворюваних частот приблизно 250 - 4000 Гц, причому частотна область 1000 - 1500 Гц характеризувалась різким підйомом посилення до 50 - 55 дБ. Більша нерівномірність посилення, надмірні нелінійні спотворення, сильна залежність акустичних характеристик від температури і вологості, схильність до забруднень - ось істотні недоліки перших електричних слухових апаратів.

Створення підсилювальної техніки на електровакуумних приладах відобразилося також і на слухових апаратах, в них стали використовуватися лампові підсилювачі. Вугільний мікрофон був замінений п'єзоелектричним, а потім і більш надійним електромагнітним. Це призвело до подальшого поліпшення експлуатаційних властивостей слухових апаратів за рахунок більш високого і стабільного посилення, зменшеного власного шуму, стійкості мікрофона до забруднення, внаслідок чого популярність апаратів почала зростати. Лампові слухові апарати розміщувались в невеликій валізці. У міру мініатюризації електронних ламп конструкції слухових апаратів вдалося звести до невеликої коробочки, що за розмірами могла поміститися у кишеню одягу [3].

Новий етап розвитку техніки слухових апаратів, що продовжується по сьогоднішній день, настав з появою транзисторів, інтегральних мікросхем, мініатюрних електретних мікрофонів, електромагнітних телефонів і джерел

електроживлення. У 50 - 60-х роках промисловість почала випуск мініатюрних слухових апаратів, що розміщувались за вушною раковиною, і вставлялись в слуховий прохід. Такі апарати призначались для оправ окулярів.

Сучасні слухові прилади та апарати при наявності достатньо великого і стійкого кола споживачів сурдотехніки зайняли помітне місце в номенклатурі виробів таких відомих фірм, що спеціалізуються на розробці і виготовленні радіоелектронної, електротехнічної та електроакустичної апаратури, як Siemens, Telex, Philips , Bosh, Amplivox і ін. Безліч фірм в США, Італії, Данії, Швейцарії, Японії зайнято виключно випуском слухових приладів і апаратів, комплектуючих виробів до них. Загальна кількість підприємств-виробників сурдотехніки і складових частин до неї в світі, за приблизними оцінками, перевищує 150. Щорічний світовий випуск слухових апаратів складає зараз не менше 3,5 - 4 млн., пристроїв для дослідження слуху 40-50 тис.шт. Великий крок у розвитку сурдотехнічних пристроїв відзначений протягом останніх 10 - 15 років. Глибокі наукові дослідження в області фізіологічної акустики, біофізики, нейрофізіології у поєднанні з успіхами електроніки, електроакустики, обчислювальної техніки призвели до створення нового покоління засобів діагностики і корекції слухових розладів [11].

В області приладів для дослідження слуху - це апаратура для об'єктивної реєстрації електричних потенціалів і магнітних полів, викликаних звуковими тестовими сигналами. А також автоматизовані багатофункціональні аудіометри і акустичні вушні імпедансометри для клінічного дослідження слуху, різновиди цих же приладів для масових скринінг-досліджень слуху, установки для вимірювання спонтанної і викликанної отоакустичної емісії та ін.

В області слухокоректуючих пристроїв - це мініатюрні слухові апарати з автоматичними режимами зміни параметрів, звукопідсилююча апаратура з

більш ефективними способами обробки мікрофонного сигналу, імплантовані мікромініатюрні пристрої для стимуляції слухових відчуттів. Все це призвело до помітного розширення кола приглухуватих, а також глухих людей, яким стало можливим надання ефективної допомоги в зв'язку з їх слуховими проблемами.

## **1.1 Будова слухової системи людини**

Створення та експлуатація сурдотехніки вимагають певних знань щодо будови органу слуху, механізмів проходження і перетворень звукових сигналів в слуховій системі людини, найбільш поширених патологічних відхилень слухової функції від норми і їх проявах.

Слухова система людини забезпечує сприйняття сигналів і їх аналіз. Наведемо лише той мінімум відомостей з аудіології, без якого неможливо усвідомити призначення, сферу застосування, технічні вимоги до слухових приладів і апаратів, особливості їх структури, метрологічні характеристики [5].

Спрощена схема слухової системи людини представлена на рис.1.1.1.

Слухова система людини складається з кількох функціональних відділів: зовнішнього вуха, середнього вуха, внутрішнього вуха, нервових слухових шляхів і центрів слуху.

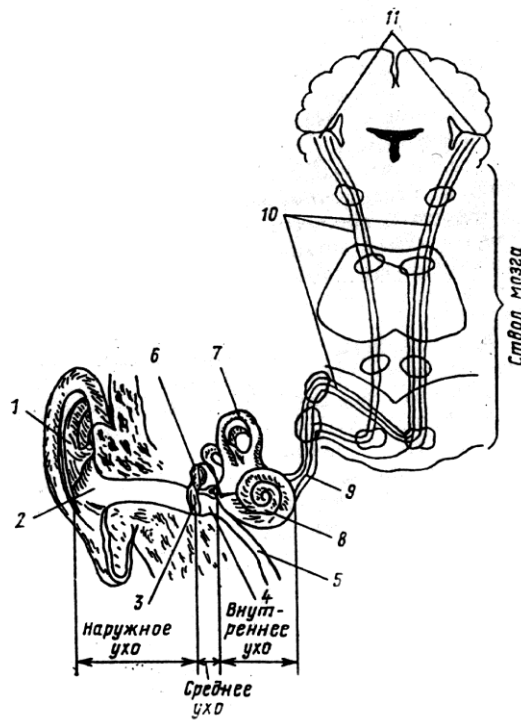


Рис.1.1.1. Спрощена схема слухової системи людини

**Зовнішнє вухо** включає в себе вушну раковину (1) і зовнішній слуховий прохід (2), що закінчується барабанною перетинкою (3).

Вушна раковина здійснює концентрацію енергії і узгодження імпедансів повітряного середовища вільного акустичного поля і зовнішнього слухового проходу. Зовнішній слуховий прохід здійснює одночасно захисну роль середнього вуха і резонатора.

Поширення звукової хвилі в каналі зовнішнього вуха на низьких частотах, коли хвилю ще можна розглядати як однорідну, аналогічно поширенню хвилі в циліндричній трубі, відкритої на одному кінці з внутрішнім діаметром, що істотно менший її довжини.

Оскільки канал зовнішнього вуха представляє закриту з одного кінця трубу, уздовж неї на певних частотах виникають стоячі хвилі з максимумами амплітуд в медіальній частині.

Стоячі хвилі виникають за умови, що уздовж каналу укладається ціле число чвертей даної хвилі.



Перші резонанси спостерігаються приблизно на частотах  $F = 3; 9; 15$  кГц. Внаслідок резонансу в зовнішньому слуховому проході істотно підвищується рівень звукового тиску, що в свою чергу призводить до збільшення чутливості слуху на цих частотах.

Ще один фактор, який впливає на характеристики зовнішнього вуха, пов'язаний з тим, що перетин каналу в медіальній частині звужується. Внаслідок цього має місце зростання (трансформація) звукового тиску по відношенню до максимального тиску в латеральній частині слухового каналу.

Резонанси на високих частотах істотно компенсують завал частотної характеристики системи середнього вуха і тим самим пояснюють підвищення чутливості слуху на цих частотах. Крім того, вже на рівні цієї структури здійснюється узгодження імпедансів зовнішнього акустичного поля і системи середнього вуха.

До системи **середнього вуха** відносяться кілька повітроносних порожнин всередині скроневої кістки: барабанної порожнини (4), слухової (євстахієвої) труби (5) та соскоподібного відростка (мастоїдит), що представляє собою відросток скроневої кістки позаду вушної раковини.

Євстахієва труба, що веде в носоглотку, дозволяє вирівнювати тиск повітря в зовнішньому і середньому вусі.

Біля барабанної порожнини розташовані (6) - молоточок, коваделко, стремінце. Рукоятка молоточка прикріплена до барабанної перетинки за допомогою сполучних волокон. За допомогою м'язу, що натягує барабанну перетинку, і стремінного м'язу підтримується певний натяг барабанної перетинки. Зовнішньою стінкою барабанної порожнини є барабанна перетинка, а її внутрішня стінка з двома отворами (вікнами) - овальним і круглим - сполучається з внутрішнім вухом.

Сама барабанна перетинка являє напівпрозору, малоеластичну мембрану товщиною 0,1 мм, форми неправильного овалу. Амплітуду коливань барабанної перетинки при порогових рівнях інтенсивності звуку можна порівняти з діаметром атома водню  $10^{-8}$  см.

Коливання барабанної перетинки через систему слухових кісточок передаються на мембрану овального вікна і тим самим призводять до коливань рідини системи внутрішнього вуха.

Мембрана овального вікна відокремлює барабанну порожнину середнього вуха від порожнини вестибулярного каналу внутрішнього вуха, заповненого рідиною, і з'єднана з підніжної платівкою стремечка. Мембрана круглого вікна відокремлює барабанну порожнину від тимпанального каналу рауліка внутрішнього вуха, також заповненого рідиною.

Узгодження імпедансів здійснюється в основному за рахунок суттєвої різниці площ барабанної перетинки і мембрани овального вікна.

Поряд з вищесказаним треба мати на увазі ще одну важливу функцію, яку виконують слухові кісточки - захист внутрішнього вуха від сильних сигналів. Це здійснюється за рахунок дії двох м'язів, один з яких з'єднаний з рукояткою молоточка, інший - зі стремечком. Скорочення цих м'язів під дією сильних сигналів призводить до зменшення амплітуди коливання БП і слухових кісточок і отже до зменшення коефіцієнта передачі системи середнього вуха [16]. Експерименти по визначенню передавальної функції середнього вуха систематично виконувалися вже в минулому столітті.

У сучасних дослідженнях крім чисто акустичних методів застосовуються мікроємносні датчики (Bekesky, Wilson,) лазерна голографія, магнітометрія (Ruffen, 1982) і т.д.

В системі середнього вуха має місце повна передача енергії коливань з частотами, близькими до 1000 Гц (область найбільшої чутливості слуху). При

більших або менших частотах частина енергії відбивається і не може використовуватися для збудження слухових рецепторів [19].

## 1.2 Кістно-тканинна провідність

Можливі два шляхи передачі звуків від зовнішнього джерела у внутрішнє вухо: шляхом повітряного і кістково-тканинного (кісткового) звукопроведення.

Будова провідних шляхів органу слуху:

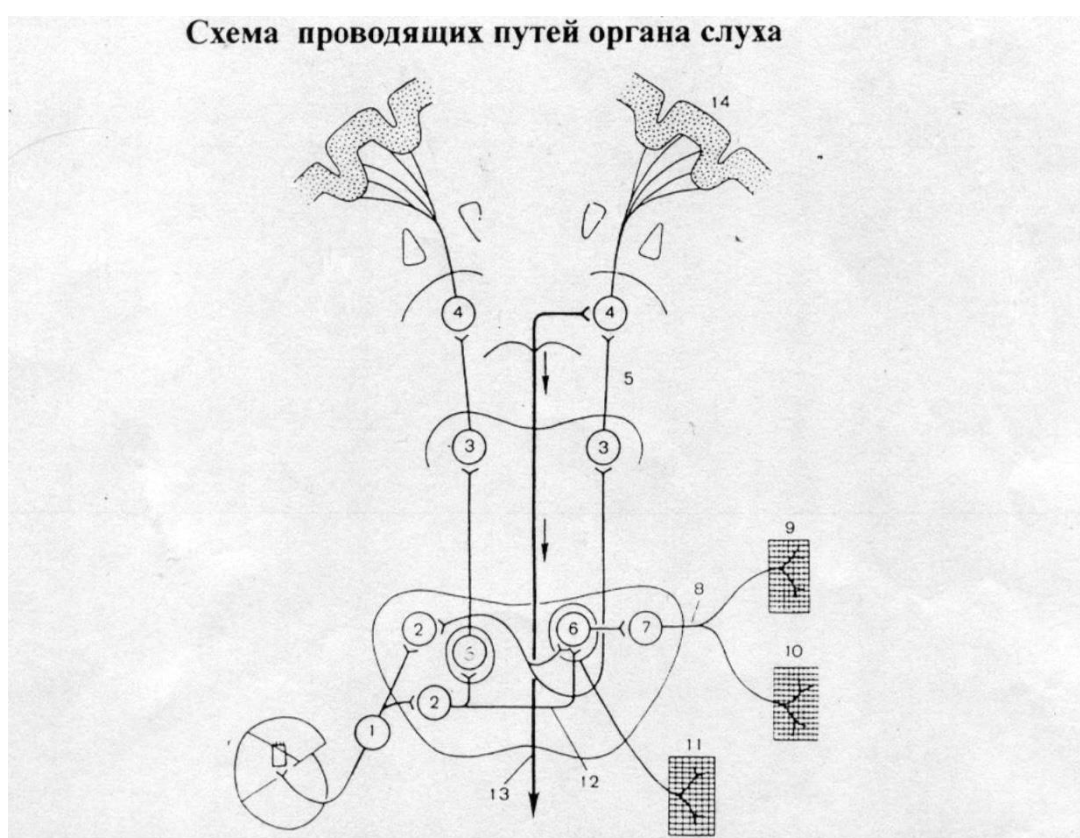


Рис.1.2.1. Схема провідних шляхів органу слуху

1-спіральний ганглії

2-вентральні и дорсальні ядра (равликові ядра)

3-нижні та верхні бугри четверогір'я

4-медіальне коленчате тіло

5-нижние и верхние бугры четверопагорбья

6-ядра верхньої оливи

7-ядро лицевого нерву

8-лицевий нерв

9-м'яз, що натягує барабанну перетинку

10- м'яз стремінця

11- м'яз ока

12-трапеційдальне тіло

13-рефлекторний прохід до м'язів тіла

14-кора височної долі головного мозку

Від клітин кохлеарного ганглія бере свій початок слуховий нерв. Аферентними волокна слухового нерва є центральні відростки біполярних нейронів спірального ганглія в слуховій системі. Тіла біполярних нейронів, що утворюють спіральний ганглії, розташовані у внутрішньому кістковому спіральному каналі.

Інтенсивність звукового сигналу знаходить відображення в частоті імпульсації слухових волокон. Зі збільшенням інтенсивності стимулу частота проходження імпульсів в розряді зростає в діапазоні 20-40 дБ над порогом.

Після досягнення максимальної частоти розряду волокон, як правило, переходять в режим насичення.

На характеристичній і більш низьких частотах функції залежності частоти імпульсації від інтенсивності звуку є крутішими, ніж на більш високих частотах.

Незважаючи на те, що в окремих волокнах зміна частоти імпульсації зі зміною інтенсивності стимулу відбувається в обмеженому діапазоні

інтенсивності. Сумарна активність слухових волокон, що виражається в амплітуді сумарного відповіді зростає зі зростанням інтенсивності звуку в широкому діапазоні до 120дБ.

У внутрішньому слуховому проході до слухового нерву приєднується вестибулярна гілка. Разом вони утворюють кохлео-вестибулярний нерв.

Кохлеарний нерв налічує близько 20000 нервових волокон. З внутрішнього слухового проходу волокна слухового нерва вступають в довгастий мозок і закінчуються в вентральному і дорсальному ядрах. Від цих ядер починається другий нейрон слухового шляху. Менша частина нервових волокон йде по іпсилатеральній стороні, а більша на протилежну сторону. Далі вони йдуть кожен по своєму боці до ядер верхньої оливи і закінчуються в скроневій частині мозку. Таким чином, більша частина волокон кохлеарного нерва піддається перехрещуванню і закінчується на протилежному боці. Інформація про частоту сигналу зберігається на кожному етапі перемикування, тобто нервові волокна, що несуть інформацію в низьких і високих частотах розділені [16].

У фізіологічних умовах звукова хвиля досягає структур внутрішнього вуха в основному по повітряному середовищу. Однак, падаючи на тканини черепа і викликаючи коливання, звукова хвиля може проникнути у внутрішнє вухо по кістково-тканинній провідності. При цьому подразник, що досягає спірального органу, втрачає значно більше енергії, ніж подразник, що надходить у внутрішнє вухо по повітряному шляху. Таке послаблення звукової хвилі пов'язано зі значним поглинанням її енергії м'якими тканинами черепа і анатомічними структурами органу слуху.

Механізм передачі звуку по кістково-тканинній провідності ґрунтується на інерції і компресії. Інерційний механізм передбачає, що череп під впливом звукових хвиль здійснює коливальні рухи, але при цьому ланцюг слухових кісточок внаслідок інерції відстає, від коливань черепа, що забезпечує відносне переміщення підстави стремена по відношенню до

овального вікна і зміщення лабіринтової рідини. Такий механізм грає провідну роль при передачі через кістку низькочастотних звукових подразників. При передачі високочастотних сигналів переважне значення має компресійний механізм кістково-тканинної передачі. Вважають, що в цьому випадку при дії звуків високої частоти череп коливається окремими ділянками, одні з яких відчувають стиснення, інші - ослаблення тиску) Зміна компресії передається на кістковий лабіринт. При його стисненні лабіринтова рідина тисне на лабіринтові вікна і витягує їх в барабанну порожнину, причому мембрана равлика більш податлива, ніж мембрана овального вікна. Ось чому вона витягується більше, що забезпечує прогин базилярної мембрани в бік середнього каналу і розрядження волоскових клітин.

Таким чином, в основі механізму компресійної передачі звуку по кістково-тканинній провідності лежить не рухливість мембран лабіринтових вікон, а різна їх чутливість або, іншими словами, податливість до змін усередині лабіринтового тиску. Звідси, зрощення одного з вікон, наприклад, анкілоз стремена при отосклерозі, підсилює механізм компресійної передачі звуку через кістку і забезпечує істотну відмінність у сприйнятті звуку по повітряній та кістково-тканинній провідності, що широко використовується в аудіологічній практиці при диференціальній діагностиці уражень звукопровідного і слухового апарату з кістковими телефонами для протезування людей з важкими формами кондуктивної приглухуватості [10].

Вплив акустичних сигналів (стимулів) на орган слуху супроводжується специфічними фізіологічними реакціями: акустико-механічними, електричними, магнітними.

Акустико-механічна реакція проявляється у вигляді безумовного акустичного рефлексу м'язів середнього вуха у відповідь на дію акустичного стимулу, наприклад у вигляді тонального імпульсу, відбувається скорочення м'язів стремена і як наслідок цього - додатковий натяг барабанної перетинки, що призводить до підвищення імпедансу і зменшення коефіцієнта передачі

звукопровідного механізму середнього вуха. Акустичний рефлекс сприяє запобіганню слуху від звукових перевантажень при надмірно інтенсивних акустичних впливах. Електрична реакція характеризується появою ряду електричних потенціалів, що називаються слуховими викликаними потенціалами (СВП). З них в подальшому ми будемо розглядати тільки ті СВП, реєстрація яких можлива неінвазивним шляхом, тобто без проколювання барабанної перетинки за допомогою голчастих електродів. До них відносяться коротколатентні, середньолатентні і довголатентні СВП.

Коротколатентні потенціали знімаються з поверхні голови і характеризують сукупну реакцію декількох елементів слухової системи. Коротколатентні потенціали мають характер специфічної імпульсації. З'являються в межах перших 8-10 мс від моменту подачі звукового стимулу.

Середньолатентні слухові викликані потенціали утворюються приблизно після 8-60 мс від початку дії стимулу. Середньолатентні потенціали відображають електричну активацію первинної зони слухової кори. Частина авторів взагалі вважає, що середньолатентні потенціали мають міогенне походження. До теперішнього часу середньолатентні викликані слухові потенціали ще не отримали такого широкого клінічного застосування, як коротко- і довголатентні.

Довголатентні (коркові) потенціали виникають в первинній слуховій зоні кори приблизно через 70-300 мс після звукового роздратування.

Довголатентні потенціали чітко реєструються практично у всіх людей і представляють собою серію позитивно-негативних відхилень.

На відміну від коротко- і середньолатентних потенціалів довголатентні слухові викликані потенціали значно змінюються в залежності від стану людини (тривожність, недостатчі сну або сну).

Як акустичні стимули при реєстрації СВП використовуються нефільтровані і фільтровані звукові клацання, тональні і шумові посилення з

різною формою обвідної (прямокутної, трапецієподібної, трикутної). Відвідні електроди розташовуються на верхівці - соскоподібному відростку або на маківці - мочці вуха. Діагностичною інформацією, що міститься в СВП, служать амплітуда характерних позитивних і негативних піків, їх латентні (приховані) періоди, залежно амплітуди піку - інтенсивність акустичного стимулу, латентний період - інтенсивність та ін [16].

В якості ілюстрації на рис.2.2. наведений приблизний епюр СВП деяких видів із зазначенням місць їх походження в слуховій системі.



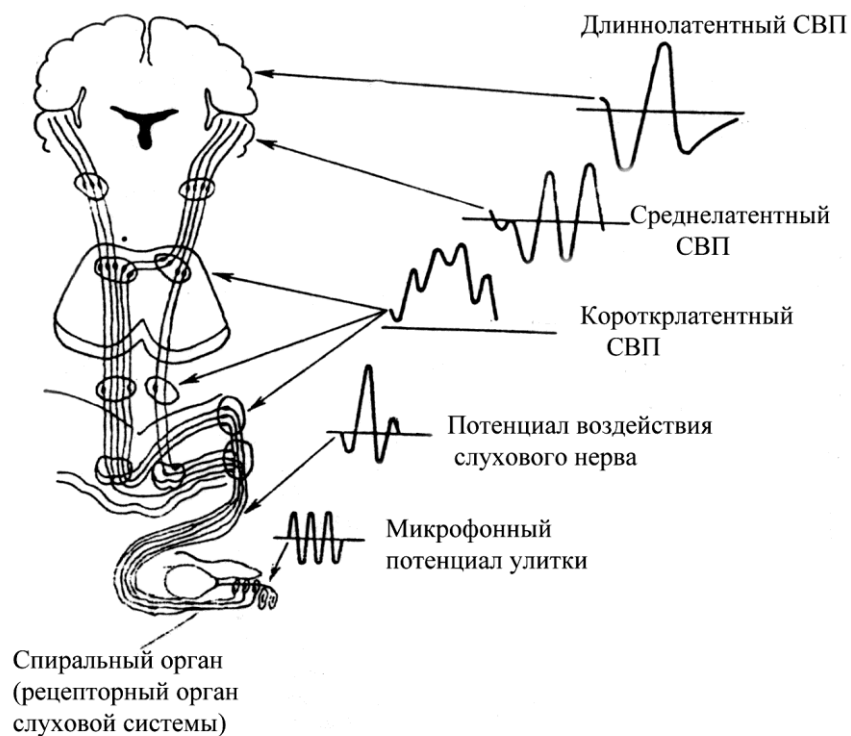


Рис.1.2.2. Приблизні епюри СВП

В останні роки активно вивчається магнітна викликана реакція слухової системи, що проявляється у вигляді надслабких магнітних полів, що реєструються у поверхні голови [11].

Тугоухість виникає як наслідок різних розладів слухової системи. Порушення звукопроведення в зовнішньому вусі, порушення звукопроведення в середньому вусі, порушення звукопроведення у внутрішньому вусі, порушення рецепторної (сприймаючої) функції внутрішнього вуха, ретрокохлеарних периферичних порушень (стовбур слухового нерва та ін.), центральні порушення (стовбур мозку, скроневі частки, корковий відділ), вікові зміни слуху [4].

### 1.3. Методичні прийоми аудіометрії

Структура аудіометру в кожному конкретному випадку може мати той чи інший вид залежно від типу приладу, це залежить від прийнятих методів формування тестових сигналів, номенклатури реалізованих за допомогою аудіометр тестів, ступеня автоматизації вимірювань, видів вихідних реєстраторів, способів індикації поточних значень параметрів тестових сигналів і ін [9].

Найбільш поширеними аудіометричними методиками є тональна порогова аудіометрія (при повітряному і кістковому звукопроведенні) і мовна аудіометрія.

Один з варіантів методики тональної порогової аудіометрії (метод наростання рівня) коротко зводиться до наступного. У разі перевірки слуху при повітряному звукопроведенні після встановлення приголів'я з телефонами на голові випробуваного, лаборант-аудіометрист пояснює йому, що кожний раз, коли випробуваний почує звук, він повинен натиснути і відпустити спеціальну кнопку сигналізації відповіді - кнопку пацієнта. Сила притиснення амбушюрів телефонів до вух повинна бути  $(4,5 \pm 0,5)$  Н. Визначення порогів чутності починається на частоті 1000 Гц. Інтенсивність тону ступенями або плавно збільшують до тих пір, поки випробуваний не просигналізує шляхом натискання, кнопки про те, що тестовий тон їм почутий. При цьому до перевстановлення кожного значення інтенсивності випробуваному залишають 1-2 с, щоб він зміг зреагувати на почутий звук. Потім знижують інтенсивність тону на 10 дБ і знову поступово її збільшують до отримання відповіді. Цю процедуру повторюють 3-5 разів. Визначають найбільш низький рівень, при якому зафіксована відповідна реакція, як мінімум в половині серій наростання інтенсивності, і вважають його

граничним рівнем прослуховування. Результат є достовірним, якщо мінімальні інтенсивності тону, відповідні появі відповідної реакції при даній частоті, розрізняються не більше ніж на 10 дБ; в іншому випадку результат сумнівний і по можливості випробування повинні бути повторені. Потім переходять на наступну частоту.

У разі аудіометрії при кістковому звукопроведенні подачу тестового сигналу здійснюють через кістковий вібратор (іноді називають телефоном для кісткового звукопроведення), притискуваний до соскоподібного відростка з силою  $(5,4 \pm 0,5)$  Н. Порядок проведення дослідження той же, що і при повітряному звукопроведенні, проте є особливість, пов'язана з ефектом переслуховування тестового сигналу вухом, що краще чує, що в свою чергу, призводить до спотворення результатів. Щоб виключити переслуховування, на менш глухе вухо, через головний телефон подають маскуючий шум достатнього рівня. Порогова тональна аудіометрія в загальному випадку виконується на стандартних частотах: при повітряному звукопроведенні - 125, 250, 500, 700, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000, 8000 Гц, при кістковому звукопроведенні - 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000 Гц. Залежно від мети дослідження слуху в кожному конкретному випадку кількість і значення частот можуть відрізнятися від наведених. Наприклад, при поглиблених аудіологічних дослідженнях додатково до вказаних використовують тональні сигнали з частотами нижче 100 Гц і вище 8 кГц.

Розширення діапазону аудіометричних частот в низькочастотну область приблизно до 10 Гц при дослідженнях при кістковому звукопроведенні також дозволяє поліпшити диференціальну діагностику приглухуватості. І, крім того, воно важливе при обґрунтуванні показань до деяких хірургічних операцій на вусі і оцінюванні їх ефективності. Все більш широко починає використовуватися порогова тональна аудіометрія при кістковому звукопроведенні на частотах ультразвукового діапазону 21-225 кГц і вище [6]. Особливе значення дослідження чутливості слуху по

відношенню до ультразвуку має для уточнення показань до хірургічного лікування важких форм приглухуватості. Точного диференціювання ряду форм уражень слуху у важких випадках діагностики, раннього виявлення симптомів нейросенсорної приглухуватості, викликаной інфекційними захворюваннями і токсичною дією антибіотиків на слух і ін [16].

Поряд з вимірюванням порогів поширений також метод визначення латералізації ультразвукових сигналів (суб'єктивно відчувається розташування звукового образу) при асиметричному або односторонньому порушенні слуху і ряді інших видів слухових розладів. Причому латералізація в багатьох випадках фіксується зі значно більшою сталістю і виразністю, ніж латералізація звичайних звукових сигналів.

В останні десятиліття в зв'язку зі зростанням кількості факторів ризику уражень слуху отримала широке розповсюдження одна з методик тональної аудіометрії, звана скринінг-аудіометрія, яка представляє собою вкорочену процедуру обстеження слуху, що має на меті виявлення осіб, у яких є ознаки погіршення слухової чутливості. При скринінг-аудіометрії не ставиться завдання визначення порогів чутності, а гостроту слуху обстежуваного перевіряють за наступним критерієм: чи здатний він почути чи ні тестові тони певної інтенсивності, як правило, перевищуючої порогові рівні. Відповідно до цього випробуваному подають звукові сигнали з деяким фіксованим рівнем, рівним скрінг-рівню, при обмеженій кількості частот тону (зазвичай 500, 000, 2000 і 4000 Гц). У результаті відзначають ті частоти тестового тону, при яких випробуваний не зміг його знайти. У будь-якому випадку людина, у якого в ході такого обстеження виявлена невідповідність гостроти слуху встановленому скрінг-рівню, в подальшому піддається поглибленому аудіологічному дослідженню.

Найважливішим надпороговим тестом вважається мовна аудіометрія, оскільки вона характеризує інтегральну здатність слуху сприймати і розрізняти складні реальні звукові образи. Мовна аудіометрія дозволяє

виявляти соціальну адекватність слухової функції, вирішувати завдання профпа-тології, слухової експертизи і аудіологічної діагностики, сприяє більш успішному слухопротезуванню, використовується при напрацюванні основних показань і оцінці ефективності слухопокращуючих операцій. Даний тест являє собою різновид артикуляційних випробувань.

Завдання мовної аудіометрії полягає у визначенні вираженої у відсотках розбірливості мови у випробуваного при різних рівнях інтенсивності тестових сигналів. Крім фонограм при мовній аудіометрії знаходить застосування трансляція тестових слів і числівників від «живого голосу», коли артикуляційні таблиці зачитуються випробуваному самим аудіометристом через мікрофон. Причому, в цьому випадку застосовують як нормальну «дзвінку» мову, так і «пошепкова мова», яка в переважній кількості відображає порушення функції гучності [12].

З метою розширення можливостей дослідження слуху з міццю мовної аудіометрії застосовують, крім неспотворених сигналів, також спеціально оброблену, так звану сенсibilізовану мову. Тестові сигнали можуть в цьому випадку піддаватися частотній фільтрації компресії по динамічному діапазону, періодичному перериванню, штучній реверберації, прискоренню темпу мови. Велике діагностичне значення надається різним варіантам бінауральної мовної аудіометрії, яка важлива насамперед для виявлення центральних порушень слуху: подача на одне вухо мови, пропущеної через фільтр нижніх частот, а на інше - мови, пропущеної через фільтр верхніх частот; подача, наприклад, на ліве вухо початку слова, а на праве - його закінчення (тест Мац-кера) та ін. У ряді випадків, для оцінки завадостійкості слухової системи демонстрацію тестового мовного матеріалу проводять на тлі шуму «конкуруючих» слів або мовних перешкод у вигляді зливої багатоголосої говірки.

Результати мовної аудіометрії приводяться у вигляді мовної аудіограми, що показує залежність розбірливості мови від рівня інтенсивності мовного си-лсигналу [11].

Необхідно згадати про один цікавий різновид мовної аудіометрії - тести «відставленої мови». Цей тест оснований на феномені, суть якого полягає в наступному. Якщо людині з нормальним слухом, що читає перед мікрофоном який-небудь тест, це й же його посилений голос одночасно подавати йому для прослуховування через головні телефони, але з затримкою в часі на 200-300 мс, у нього виникають порушення процесів взаємодії слуховий і опорно-рухової функцій, що, в свою чергу, призводить до розладу артикуляції. При певній інтенсивності затриманого мовного сигналу, що перевищує приблизно на 10 дБ інтенсивність первинного сигналу, у випробуваного починає подовжуватися час читання тексту, з'являється пропуск або часте повторення закінчень слів, виникає штучне заїкання. Це відбувається через те, що “живу” (чи не затриману) мову випробуваного, яку йому було чутно безпосередньо (без телефонів), накладається і перевищує її за рівнем «від-ставленого» сигналу, і слуховий контроль випробуваним власного голосу природним шляхом стає неможливим. У отлі-ччіє від цього у людей з порушеним слухом в зазначених умовах ознаки розладів артикул-ції починають спостерігатися лише. тоді, коли затриманий сигнал перевищить рівень мови учасника експерименту на величину, приблизно рівну втратам його слуху. З використанням феномену «відставленої мови» можуть бути створені при-бори для об'єктивного розпізнавання вдаваної приглухуватості або глухоти.

При проведенні тональної і мовної аудіометрії в деяких випадках застосовують маскування тестових сигналів за допомогою шуму. Маскований шум може бути широкосмуговим або вузькосмуговим. У разі широ-кополосного шуму граничні частоти його спектру зазвичай визначаються крайніми робочими частотами головних телефонів або

гучномовця. Вузькосмуговий шум, як правило, формується за допомогою третинооктавних або напів-октавних стандартних електричних фільтрів з центральною частотою, яка дорівнює частоті тонального тестового сигналу.

При дослідженні слуху при кістковому звукопроведенні шумове маскування має на меті виключити потрапляння через тканини і кістки голови тестового сигналу в недосліджуване вухо і здійснюється шляхом подачі на нього шумового сигналу (маскера) через головний телефон. При дослідженні слуху при повітряному звукопроведенні, шумовий маскер застосовують як для виключення переслуховування тестового сигналу краще чують вухом, яке краще чує так і в спеціальних тестах, спрямованих для виявлення порушень функції гучності.

У більшості випадків тональної порогової і надпорогової аудіометрії при повітряному звукопроведенні подача тестових акустичних сигналів у вушний канал здійснюється через навушні головні телефони, звані так тому, що вони притискаються до зовнішнього вуха і звук з вихідного отвору телефону спочатку потрапляє у вушну раковину. У деяких випадках з цією метою використовуються також малогабаритні телефони, звуковий тестовий сигнал від яких надходить в слуховий прохід через вушний вкладиш, що закупорює його. Знаходить застосування і аудіометрія у вільному звуковому полі - через гучномовці. Справа в тому, що одне з призначень аудіометрів полягає в отриманні аудіологічних даних, які використовуються для визначення необхідних електроакустичних характеристик слухового апарату, який призначається людям зі слабким слухом при його слухопротезуванні.

Традиційні методи пред'явлення випробуваному тестових сигналів під час аудіометрії при повітряному звукопроведенні, з одного боку, і способи подачі на його вухо посилених звукових коливань від слухового апарату - з іншого, призводить до істотної невідповідності умов акустичного збудження барабанної перетинки в цих двох випадках. Дійсно, аудіометричний телефон

притискається до зовнішнього вуха так, що акустичний об'єм, на який впливають звукові коливання, утворюється з порожнини вушної раковини і слухового проходу. Посилені сигнали від слухового апарату діють в невеликому просторі, обмеженому барабанною перетинкою, частиною поверхні вушного вкладишу і зовнішнього слухового проходу [11].

Визначення відносних порогів чутності при аудіометрії з використанням вушного вкладишу дозволяє в принципі, як і при звичайній тональній аудіометрії, оцінювати втрату слуху, але для цього необхідне знання контрольних порогових інтенсивностей при нормальному слуху для даного випадку. Тому більш реальним і практично корисним нововведенням вважається аудіометрія з використанням вушного вкладишу з метою вимірювання абсолютних порогів чутності, які визначаються відносно  $2 \cdot 10^{-5}$  Па - того ж відлікового значення, до якого «прив'язані» вихідні рівні звукового тиску, що розвиваються слуховими апаратами [13]. Це дає можливість більш коректного зіставлення аудіометричних даних з характеристиками звукопідсилення і оптимального вибору останніх. При цьому дуже важливим є те, що при визначенні характеристик звукопідсилення може бути виключена помилка, що виникає внаслідок суттєвої відмінності в акустичних обсягах, на які виявляються занавантаженими - телефон аудіометру при проведенні аудіометрії, а також телефон слухового апарату, при його підборі пацієнту, оскільки ці обсяги є одними і тими ж. Одночасно з цим в процесі аудіометрії може бути з'ясовано вплив на абсолютні пороги чутності акустичної обробки вушного вкладишу - дія поздовжнього отвору, рупоровидного розширення і т.п. З іншого боку, розглянутий аудіометричний метод дозволяє при підборі слухового апарату уникнути необхідності визначення порогів чутності учасника дослідження без слухового апарату, і з ним в умовах вільного звукового поля, що є обов'язковим у відповідності з деякими способами підбору апарату на підставі даних аудіометрії з використанням навушних телефонів.



## **1.4 Основні параметри аудіометрів**

Необхідні функції, які повинні забезпечувати аудіометри різних типів відповідно до класифікації, і вимоги до їх основних технічних показників наведені в ряді міжнародних і загальносоюзних нормативно-технічних документів. Вони впливають, перш за все, з призначення і переважної сфери застосування приладів, різних завдань аудіометричного дослідження слуху, а більш конкретно - з аудіологічних тестів і методик, проведення яких повинні забезпечувати аудіометри.

Метою розробки цих документів була можливість дослідження слуху психоакустичними методами, які виконані за допомогою різних аудіометрів, давало ідентичні результати. У них представлені як вимоги до аудіометрів в цілому, так і конкретно до функціональних вузлів пристрою: джерелу тестових сигналів, пристроїв управління сигналами, телефону, кістковому вібратору [7].

Залежно від передбаченого режиму роботи розрізняються наступні види аудіометрів: з ручним керуванням - подача тестового сигналу і запис результатів аудіометричного дослідження здійснюється вручну; з автоматичним записом - подача тестового сигналу, зміна його інтенсивності і частоти, реєстрація відповідей випробуваного проводиться автоматично; керовані - вся процедура тестування слуху виконується за допомогою ЕОМ [15].

В останні роки з'явилися також аудіометри, в яких можливі альтернативні режими за вибором: ручне управління, або робота по управлінню вбудованого мікропроцесора. У табл. наведені переліки функціональних можливостей, які повинні забезпечуватися аудіометрами як обов'язковий мінімум [7].

Табл.1. Функціональні можливості аудіометрів (Гост 27072 - 86)

Функциональная возможность	Тип аудиометра				
	1	2	3	4	5
Тональная аудиометрия при воздушном звукопроведении	+	+	+	+	+
Тональная аудиометрия при костном звукопроведении	+	+	+		
Наличие двух наушных телефонов	+	+	+	+	
Наличие внутришного телефона	+				
Маскировка:					
узкополосным шумом	+	+			
узкополосным или иным шумом			+		
широкополосным шумом	+	+			
Способ подачи маскирующего шума:					
на телефон исследуемого уха (ипсилатерально)	+				
на телефон противоположного относительно исследуемого уха (контралатерально)	+	+	+		
через костный вибратор	+				
Возможность прерывания тона	+	+	+	+	+
Возможность подачи импульсного тока	+	+ <sup>2</sup>			
Способ подачи опорного (вспомогательного) тонального сигнала:					
попеременно с тестовым сигналом	+	+ <sup>1</sup>			
одновременно с тестовым сигналом	+				
Наличие устройства сигнализации испытуемым о восприятии тестового сигнала	+	+	+	+ <sup>2</sup>	
Наличие электрического входа для подачи тестового сигнала от внешнего источника	+	+ <sup>1</sup>			
Наличие электрического выхода тестового сигнала	+	+			
Наличие индикатора тестового сигнала	+	+			
Возможность слухового контроля подачи тестового сигнала	+				
Устройство речевой связи оператора с испытуемым	+	+			

<sup>1</sup> Для аудиометров с автоматической записью требование не обязательное.

<sup>2</sup> Для аудиометров с ручным управлением требование не обязательное.

До найважливіших характеристик аудіометрів відносяться параметри тестових сигналів і маскуючого шуму: їх частоти, коефіцієнт гармонік, рівні

регулювання, діапазон зміни інтенсивності, спектральні характеристики шуму, форма тонального імпульсного тестового сигналу. Для аудіометрів нормуються допустимі відхилення від номінальних параметрів тестових сигналів і шуму, викладаються вимоги до телефонів і кісткового вібратора щодо їх розташування на голові і силі притиснення, швидкості зміни частоти та інтенсивності сигналу в аудіометрі з автоматичним записом, обумовлюються допустимі рівні звукових перешкод різних походжень та ін. Крім цього, існують показники, специфічні для аудіометрії, які необхідно пояснити особливо, оскільки вони є основоположними термінами. Найважливіші з цих параметрів - еквівалентні і контрольні еквівалентні порогові рівні звукового тиску і сили, рівні прослуховування тональних тестових сигналів при повітряному і кістковому звукопроведенні.

Еквівалентний пороговий рівень звукового тиску являє собою рівень звукового тиску, контрольований за допомогою спеціального вимірювального приладу «штучне вухо» конкретного типу, який створюється при повітряному звукопроведенні аудіометричним телефоном конкретного типу при підведенні до його затискачів порогової напруги. Під граничною напругою при повітряному звукопроведенні мається на увазі напруга тестового сигналу, подача якого на телефон, притиснутий до вуха конкретної людини, викликає у неї відчуття звучання на порозі чутності.

Аналогічно цьому граничний рівень сили являє собою рівень знакозмінної сили, контрольований за допомогою спеціального вимірювального приладу «штучний мастоїд» конкретного типу, який створюється при кістковому звукопроведенні аудіометричним кістковим вібратором конкретного типу при подачі на його затискачі порогової напруги.

Під граничною напругою при кістковому звукопроведенні приймаються напруга тестового сигналу, підведення якого на кістковий вібратор, притиснутий з певною силою до сосцевидного відростка голови

конкретної людини, викликає у останнього відчуття звучання на порозі чутності. Хоча зазначені еквівалентні порогові рівні звукового тиску і сили безпосередньо не входять до числа параметрів аудіометрів, вони служать для визначення відповідного контрольного еквівалентного порогового рівня звукового тиску (КЕПРЗТ) і контрольного еквівалентного порогового рівня сили (КЕПРС), що є важливими калібрувальними характеристиками.

На кожній з аудіометричних частот КЕПРЗТ являє собою статистично усереднене значення (математичне очікування) еквівалентних порогових рівнів звукового тиску, виміряних у досить великій кількості молодих людей з нормальним слухом у віці 18 - 30 років. Подібно до цього КЕПРС визначається шляхом статистичної обробки значень еквівалентних порогових рівнів сили, виміряних у групи таких само молодих людей. Людиною з нормальним слухом вважається людина з хорошим станом здоров'я без будь-яких ознак вушних захворювань і виділень вушної сірки з слухового проходу, причому котрий ніколи не піддавався відчутному впливу акустичних шумів. Тому, представляючи собою середньо-статистичні еталонні значення рівнів інтенсивності, що відповідають цим порогам чутності людей з нормальним слухом КЕПРЗТ і КЕПРС використовуються як відлікові параметри, по відношенню до яких визначаються пороги чутності всіх осіб, що піддаються тональній пороговій аудіометрії. Значення КЕПРЗТ і КЕПРС можуть бути стандартизовані. Як правило, аудіометри калібруються так, що за шкалою регулятора рівня інтенсивності тестового тонального сигналу при кожній частоті можуть безпосередньо зчитуватися значення зниження (втрати) слуху в порівнянні з нормою.

Різниця між рівнем інтенсивності, встановленим на аудіометрі, і КЕПРЗТ або КЕПРС називається рівнем прослуховування. Очевидно, що ці рівні інтенсивності так само, як КЕПРЗТ і КЕПРС, повинні бути метрологічно «прив'язані» до абсолютно визначених однакових моделей приладів «штучне вухо», «штучний мастоїд», телефону, кісткового вібратора.

Рівні прослуховування, що відповідають порогу чутності вуха, що перевіряють, називаються граничними рівнями прослуховування і є синонімами терміну «зниження (втрата) слуху» [13].

Зогляду на психоакустичні особливості сприйняття звуків при передачах їх інтенсивності велике значення має форма огинаючої акустичного сигналу в аудіометрії. У зв'язку з цим пред'являються цілком визначені вимоги до вершини, переднього і заднього фронту тонального імпульсу, використовуваного в якості тестового сигналу в аудіометрі з автоматичним записом. Забезпечення необхідних тривалостей ділянок на фронтах імпульсу гарантує відсутність клацань в момент подачі сигналу і плавність наростання його гучності, що дозволяє судити про рівні відчуття тонів з мінімальною слуховою помилкою. Регламентуються також часові норми на фронти при перехідних процесах, що супроводжують вмикання і вимикання (переривання) безперервного тонального тестового сигналу в аудіометрі з ручним керуванням. Спектри маскуючого шуму відрізняються в залежності від виду тестового сигналу, спільно з яким вмикається шум.

Широкопasmовий шум (умовно «білий шум») характеризується тим, що його спектральна щільність приблизно однакова в діапазоні частот 250-4000 Гц, причому її нерівномірність не повинна перевищувати  $\pm 5$  дБ щодо відповідності частоти 1000 Гц. Використовується він для маскування в разі тональної і мовної аудіометрії.

Зважений широкопasmовий шум нормується в смузї частот 250-4000 Гц, огинаюча його спектру приблизно зпівпадає з кривою рівної гучності, що відповідає порогу чутності, застосовується при тональній аудіометрії.

Вузькопasmовий шум, призначений для маскування чистих тонів, формується в аудіометрах шляхом фільтрації сигналу у вигляді білого шуму за допомогою третинооктавних або напів-октавних фільтрів, причому централь-на частота спектру шуму повинна співпадати з частотою тонального сигналу.

Конструктивні рішення аудіометрів обумовлені особливостями роботи з ними аудіолога.

### 1.5 Структурна схема аудіометру

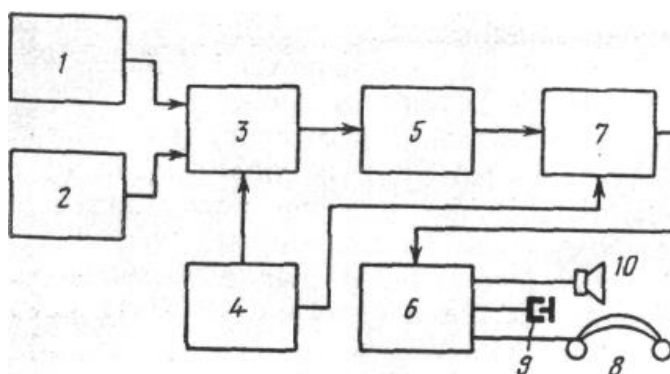


Рис.1.5.1. Структурна схема аудіометру

Аудіометри виконуються відповідно до структурної схеми, приведеної на рис.5.1. Прилад включає в себе задаючі генератори тону 1 і шуму 2, блок формування тестових сигналів 3, блок управління і комутації 4, підсилювач потужності 5, регульований атенюатор 7, вузол переключення каналів 6, головні телефони лівого і правого вуха 8 , кістковий вібратор 9 і гучномовець 10. Сигнал, що надходить від задаючого генератору, обробляється в блоці формування таким чином, що з нього здійснюються тестові сигнали з необхідними амплітудно-частотно-часовими характеристиками. У якості тестових сигналів аудіометру можуть служити тональні сигнали

(безперервні, імпульсні - тональні посилювачі), мовні сигнали, шумоподібні сигнали.

Необхідні рівні тестових сигналів встановлюються шляхом регульованого аттенюатора, від якого вони надходять на головні телефони, гучномовець, кістковий вібратор. При використанні в якості тестового сигналу мовлення, в аудіометрі повинні передбачатися джерела мовного сигналу, наприклад, магнітна фонограма або синтезатор мови, причому подача тестового мовного сигналу на органи слуху може здійснюватися як через головні телефони, так і через гучномовець.

Результати тональної аудіометрії найчастіше відображаються у вигляді тональної аудіограми, яка представляє собою залежність зниження (втрат) слуху від частоти. Побудова аудіограми здійснюється вручну або автоматично. В останньому випадку структурна схема аудіометру доповнюється вбудованим або підключається ззовні двохкоординатним графостворювачем. Як правило, аудіограми, зняті для одного вуха при повітряному і кістковому звукопроведенні, приводять на одному бланку [11].

## 1.6 Контрольні еквівалентні порогові рівні звукового тиску (КЕПРЗТ и контрольні еквівалентні порогові рівні змінної сили (КЕПРЗС).

КЕПРЗТ можна застосувати до приладу «штучне вухо згідно ГОСТ 27072- 86 [7] приведені в табл.6.1.

Таблица 6.1.

Частота, Гц	125	160	250	315	400	500	630	750	800	1000	1250	1500
КЭПУЗД, дБ, относительно $2 \cdot 10^{-5}$ Па	45,0	38,5	27,0	22,0	17,0	13,5	10,5	9,0	8,5	7,5	7,5	7,5

Продовження табл.6.1.

Частота, Гц	1600	2000	2500	3000	3150	4000	5000	6000	8000
КЭПУЗД, дБ, относительно $2 \cdot 10^{-5}$ Па	8,0	9,0	10,5	11,5	11,5	12,0	11,0	16,0	15,5

Дані значення КЕПРЗТ відповідають додаткам 1 і 2 до стандарту ІСО 389 і застосовні при використанні головних телефонів будь-яких типів. При дотриманні наступних умов:

- телефон, і вдягнений на нього амбушур повинні бути за своєю конструкцією співвісними;
- при притисненні телефону з амбушуром до людського вуха не повинно бути витоків звуку;
- прилегла до вуха звуковипромінююча поверхня телефону повинна бути сумісна за розмірами з входом в зовнішній слуховий прохід;
- телефон або його амбушур повинен прилягати до вушної раковини, але не до розташованих позаду неї ділянках голови;
- звернена до приладу «штучне вухо» поверхня телефону або його амбушура повинна бути у вигляді усіченого конуса і не мати виступаючих частин;
- ефективне контактування телефону або його амбушура з приладом «штучне вухо» має обмежуватися колом діаметром 25мм;
- кут конічної поверхні телефону або амбушура, що прилягає до вуха, повинен бути більше 116 °.
- КЕПРЗТ стосовно камери зв'язку згідно Публікації МЕК 303 і трьом найбільш розповсюдженим типам головних телефонів наведені в табл. 6.2.



Таблиця 6.2.

Частота, Гц	КЭПУЗД, дБ, относительно $2 \cdot 10^{-5}$ Па для телефонов типа		
	Telephonics TDH 39 с амбушюром MX41/AR	Präcitronic D1180 с плоским амбушюром	Tonstl Sd 307 с амбушюром Sd 307
125	45,0	47,5	50,5
250	25,5	28,5	29,5
500	11,5	14,5	13,5
1000	7,0	8,0	7,0
1500	6,5	7,5	6,0
2000	9,0	8,0	9,5
3000	10,0	6,0	13,5
4000	9,5	5,5	12,0
6000	15,5	8,0	20,0
8000	13,0	14,5	14,0

КЕПРЗС може застосовуватись до прибору «штучний мастоїд» згідно публікації МЭК 373 (друге видання) [7] приведені в табл. 6.3.

Таблиця 6.3.

Частота, Гц	250	315	400	500	630	750	800	1000	1500	1600
КЭПУПС, дБ, относительно $10^{-5}$ Н	67,0	64,0	61,0	58,0	52,5	48,5	47,0	42,5	39,0	35,5

Продовження табл.6.3.

Частота, Гц	2000	2500	3000	3150	4000	5000	6000	8000
КЭПУПС, дБ, относительно $10^{-5}$ Н	31,5	29,5	30,0	31,0	35,5	40,0	40,0	40,0

Дані значення КЕПРЗС застосовні при дотриманні наступних умов:

- поверхню контактування кісткового вібратору зі збуджуємою поверхнею і сила його притиску до соскоподібного відростка повинні задовольняти вимогам пп. 2.20, 2.21 цього стандарту;

- при аудіометрії при кістковому звукопроведенні маскуючий шум, що подається на вухо, яке є протилежним до того, що перевіряється, повинен бути сформований шляхом пропускання білого шуму через третинооктавні фільтри з центральними частотами, що збігаються з частотами відповідно до табл. 6.2.; рівні маскуючого шуму повинні бути не менш, ніж на 40 дБ перевищувати значення КЕПРЗТ, наведені в табл. 7.1.

Згідно ГОСТ 27072-86 призначення і область застосування аудіометрів:

1 тип. Реалізація порогових і надпорогових аудіологічних тестів для цілей загальної та диференціальної діагностики. Застосування при наукових дослідженнях, в клініках, стаціонарах, поліклініках.

2 тип. Реалізація порогових, а в деяких випадках і надпорогових аудіологічних тестів для цілей загальної та диференційної діагностики, при профпатологічній аудіологічній експертизі. Застосування в умовах поліклінік.

3 тип. Визначення втрат слуху при масових попередніх і періодичних профілактичних медичних оглядах, при визначеннях професійної придатності і при професійному відборі. Застосування в поліклініках, амбулаторіях та інших медичних установах, в організаціях і на підприємствах.

4 тип. Приблизне виявлення порушення слуху при використанні обмеженого числа частот. Застосування при масових профілактичних оглядах в амбулаторіях, організаціях, навчальних, медичних установах і т. д.

5 тип. Перевірка реакції слуху на звук. Застосування в умовах амбулаторій, пологових будинків, дитячих поліклініках і т. д. [7].

## **1.7 Порівняння сучасних моделей аудіометрів**

Вибір конкретної структурної побудови електричних схем електронних функціональних вузлів аудіометру в першу чергу обумовлюється конкретними технічними вимогами до приладу, які в свою чергу визначаються його типом відповідно до загальноприйнятих класифікацій. Схема технічних рішень також в переважній мірі залежить від того, ручне воно, автоматичне, або і те й інше передбачається в приладі, і пов'язані з обраною елементною базою. Загалом можна стверджувати, що в цьому питанні є значна подібність із звуковою технікою низькочастотного діапазону, пристроями трактів електричного зв'язку. Тому загальні тенденції, властиві цим видам апаратури, знаходять відображення при розробці електричних схем аудіометрів. Вони добре відомі: це широке застосування інтегральних мікросхем (ІС), високонадійних комутаційних елементів для органів керування, елементів світлової індикації, а також візуалізації вимірюваних даних. При цьому у зв'язку з чітко визначеним головним напрямком розвитку аудіометричної техніки, для якого характерна все більша ступінь автоматизації режимів роботи, на перше місце виступають цифрові ІС загального застосування [8].

При розробці сучасних моделей аудіометрів прагнуть до оптимізації схемотехнічного виконання приладу, що криється в максимально можливій однорідності елементної бази, на основі якої виконується основні вузли і блоки, знаходженню найкращих способів схемної реалізації заданих функцій, розчленуванні приладу на уніфіковані частини, що допускають компоновку аналогічних виробів при мінімальному обсязі додаткових вузлів. Слід мати на увазі, що зазначена оптимізація в частині уніфікації елементної бази та електронних функціональних вузлів можлива в порівняно обмежених рамках і може бути застосована тільки до аудіометрів, що належать до функціонально-насичених типів, призначення для експлуатації, як правило, в стаціонарних умовах. Прості прилади не відрізняються високими

показниками уніфікації, але при їх розробці намагаються отримати оптимальне співвідношення між мірою складності електричної схеми та споживаної потужністю, оскільки економічність цих аудіометрів поряд з їх невеликими габаритами і масою є досить важливими експлуатаційними показниками [ 10].

Сучасна схемотехніка дозволяє створювати аудіометри з використанням можливостей цифрової і мікропроцесорної техніки, що дозволяє автоматично змінювати види і параметри тестових сигналів, обробляти і представляти в зручному для людини вигляді результати аудіологічного обстеження. Тому в останні роки у нас в країні і за кордоном спостерігається тенденція розробляти основні вузли аудіометру, такі, як генератори сигналів, перемикаючі пристрої, атенюатори і пристрої відображення, з використанням цифрових інтегральних мікросхем, що забезпечують порівняно просте управління за допомогою кодових імпульсних сигналів, які виробляються вбудованою в аудіометр мікроЕОМ.

Традиційні, аналогові схеми цих вузлів для ефективного управління з боку мікроЕОМ вимагають застосування додаткових пристроїв, що перетворюють цифрові кодові сигнали в параметричні (аналогові) сигнали, що впливають на відповідні вузли аудіометрів, зібраних по аналоговим схемам. При цьому часто буває важко забезпечити необхідну точість і лінійність перетворення при роботі аудіометрів у всьому діапазоні зовнішніх факторів.

Як відомо, одним з основних вузлів аудіометру є звуковий генератор синусоїдальних сигналів, що працює в діапазоні частот 125-10000 Гц. На рис.1.7.1.а) представлений один з можливих варіантів реалізації цифрового генератора синусоїдальних сигналів.

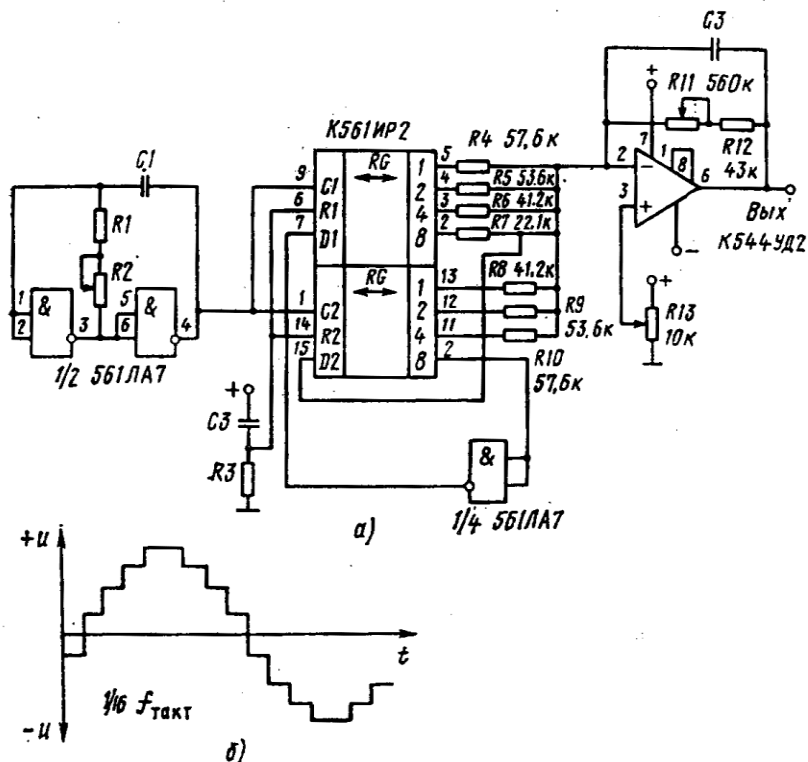


Рис1.7.1. Схема цифрового генератору синусоїдального сигналу на основі кільцевого лічильника

В даній схемі синусоїдальний сигнал (рис.1.7.1.б) виходить шляхом виваженого сумування виходів лічильника Джонсона (кільцевого лічильника). З цією метою використано два послідовно з'єднаних чотирирозрядних регістра зсуву, виконаних на логічних елементах (мікросхемі K561PY2). Якщо вхід регістра з'єднати з інвертованим виходом останньої комірки, то у результаті буде отримано вказаний лічильник, який проходить через 16 станів (в загальному випадку для 4-розрядного регістра зсуву число станів дорівнює  $2^n$ ). Починаючи з нульового стану, регістр зліва направо заповнюється «одиницями». Після того як «одиниці» будуть записані в усі розряди, в регістр почнуть записуватися «нулі», і т. д. Запропонована схема дозволяє отримувати 8-рівневу апроксимацію з частотою, яка дорівнює  $1 / 16f_{\text{такт}}$ , де  $f_{\text{такт}}$  - тактова частота генератора, що іменує ненульовий член спотворення на 15й гармоніці, що має загасання

24дБ (вважаючи резистори ідеальними). В даній схемі частота синусоїдального сигналу змінюється за допомогою резистора R2 тактового мультивибратора, со-лайливого на мікросхемі 561ЛА7, але можна також змінювати тактову частоту програмно за допомогою вбудованої в аудіометр мікроЕОМ. Амплітуда синтезованого синусоїдального сигналу може змінюватися за допомогою резистору R11, який регулює коефіцієнт посилення у вихідному сумматорі-інтеграторі, зібраному на операційному підсилювачі К544УД2. До недоліків розглянутої схеми слід віднести необхідність підбору прецизійних резисторів R4 - R10 для отримання прийнятної апроксимації синусоїдальної сигналу, що не дуже зручно при масовому випуску аудіометрів.

До переваг схеми можна віднести простоту зміни частоти синусоїдального сигналу за допомогою зміни тактової частоти, що формується простим мультивибратором або мікроЕОМ, в широких межах без появи додаткових частотних спотворень.

На рис.1.7.2. представлена інша схема, що дозволяє синтезувати синусоїдальний сигнал і позбавлена недоліку попередньої схеми, обумовленого необхідністю підбору резисторів. В даній схемі синусоїдальний сигнал представлений у відповідності з теоремою Котельникова - поруч з відліками, записаними в бінарному коді в постійний запам'ятовуючий пристрій (ПЗУ), виконане по *n*-МОП-технології і оснащене 2048 восьмирозрядними осередками (мікросхема К568РЕ1). Тактовий генератор на основі мультивибратора, що працює в режимі автоколивань (мікросхема К176ЛА7), послідовно заповнює двійковий лічильник, виконаний на мікросхемах К176ИЕ2.

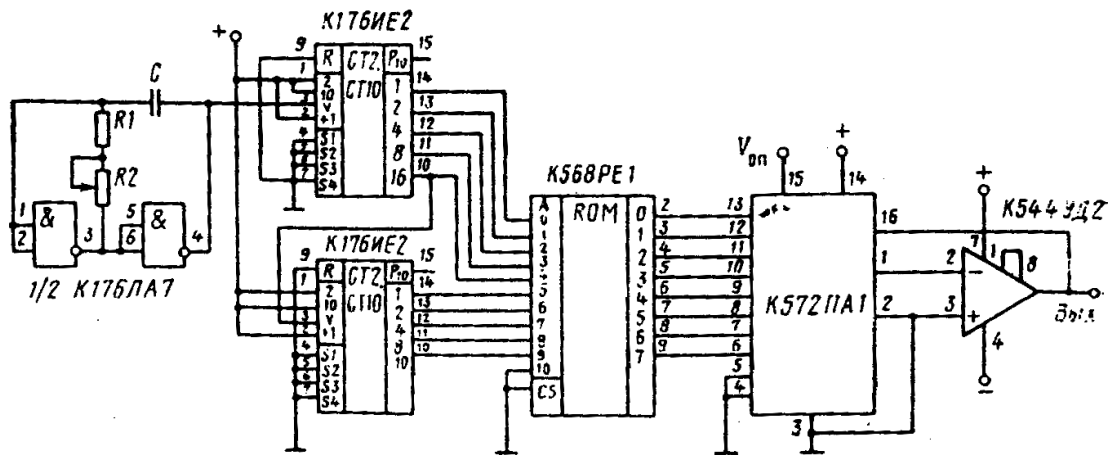


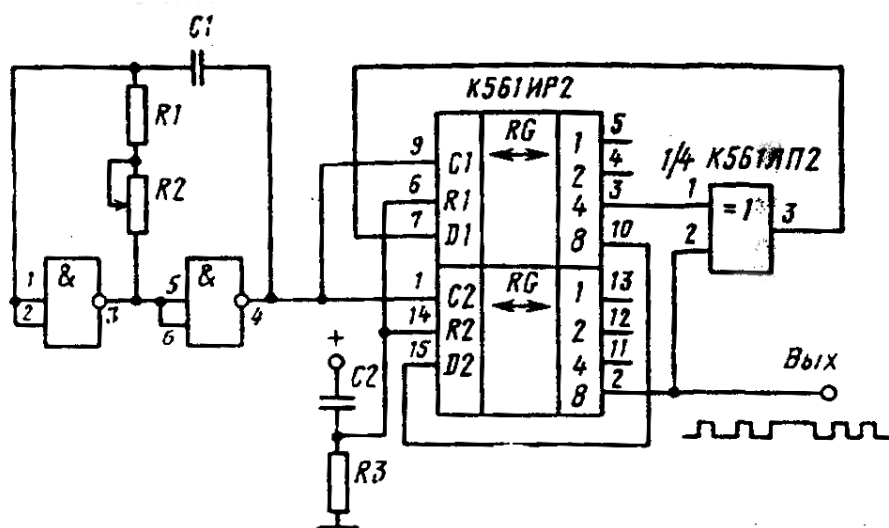
Рис. 1.7.2. Схема цифрового генератора  
синусоїдального сигналу на основі ПЗУ

При цьому формується зростаюча послідовність двійкових адрес, яка подається на адресний вхід ПЗУ (мікросхема K568PE1). З восьмирозрядного виходу ПЗУ черговий відлік формованого синусоїдального сигналу в двійковій формі подається на вхід цифро-аналогового перетворювача (ЦАП), виконаного на мікросхемі K572ПАК.

А з виходу останнього, сформований сигнал надходить на аналоговий акумулятор, виконаний на операційному підсилювачі K544УД2. Точність апроксимації синтезованого синусоїдального сигналу визначається як числом відліків ПЗУ, так і розрядністю вихідного слова ПЗУ. В даному випадку одна “сходинка” синтезованої синусоїди по амплітуді складає  $1/28$  ( $1/64$ ) амплітуди повного сигналу при загальній кількості сходинок в одному періоді синусоїди 2048. Така кількість відліків дозволяє отримувати синусоїдальний сигнал з коефіцієнтом гармонік менше 0,5%.

У зв'язку з тим, що в процедурі аудіометрії використовується ефект маскування акустичних сигналів вузькосмуговими і широкосмуговими шумо-вими сигналами, може бути побудована нескладна схема цифрової генерації шуму, яка легко управляється від вбудованої в аудіометр мікроЕОМ. Відомо, що можна зформувати псевдовипадкову двійкову

The diagram shows a two-channel pulse generator circuit. It consists of two 561NP2 integrated circuits, a 1/4 561NP2, and various passive components. The circuit is powered by a 12V source and includes a 100k resistor network. The output of the circuit is connected to a transformer (B6IX) and a 100k resistor network.





### Рис. 1.7.3. Схема цифрового генератору шуму

Виявляється, що отримати такі послідовності максимальної довжини можна лише в тому випадку, якщо  $m$  і  $k$  обрані правильно і результуюча послідовність біт є псевдовипадковою.

До переваг даної схеми цифрової генерації шумового сигналу слід віднести можливість за допомогою простої і надійної цифрової схеми генерувати такий сигнал з заданим спектром і амплітудою, причому ширина його спектру може регулюватися шляхом зміни тактової частоти. Тут відсутні нестабільність, притаманна доданими генераторами шуму, взаємними впливами, а також проблемами перешкод, які властиві чутливим низькорівневим аналоговим схемам, які використовують діодні або резисторні генератори.

При формуванні послідовності тестових сигналів виникає потреба у формуванні лінійно наростаючого фронту звукових імпульсів з регульованою крутизною. Таке завдання може бути вирішене за допомогою схеми, представленої на рис. 1.7.4. Вихідний синусоїдальний сигнал подається на опорний вхід ЦАП, виконаний на мікросхемі K572ПА1, а на цифровий вхід ЦАП подається послідовність наростаючих і двійкових чисел, що зменшуються, чисел в певній послідовності, яка формується за допомогою двох мультівібраторів (мікросхема K561ЛА7) і реверсивних лічильників (мікросхема K561ІЕ11). В результаті перемноження сигналів, що надходять на цифровий опорний вхід, на виході отримуємо імпульсні сигнали з тональним заповненням, крутизна переднього і заднього фронтів яких може змінюватися незалежно один від одного за лінійним законом.

Невелика модифікація розглянутої схеми дозволяє отримувати високоточний цифровий регулятор рівня прослуховування тестового сигналу [15].

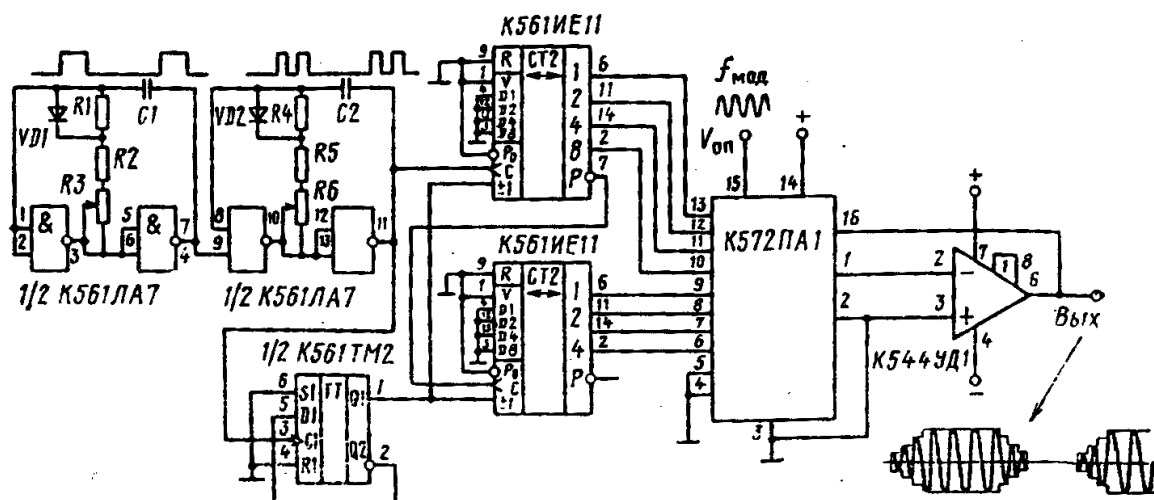


Рис. 1.7.4. Схема цифрового регулятора рівня прослуховування тестового сигналу

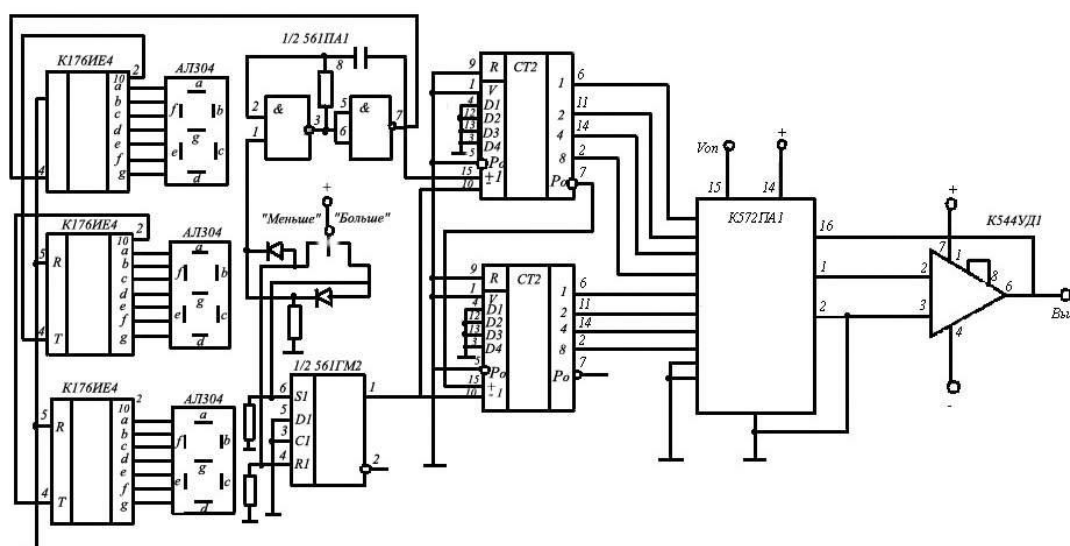


Рис. 1.7.5. Схема формувача лінійно наростаючого фронту звукових імпульсів з регульованою крутизною

Схема регулятора представлена на рис. 1.7.5. В основу також покладено принцип використання ЦАП для перемноження сигналів, що надходять на опорний і цифровий входи. ЦАП, що випускаються в даний час

містять від 10 до 12 розрядів на цифровому вході. Це означає, що вихідний рівень сигналу може регулюватися з точністю від 0,1 до 0,025%. У представленій схемі сигнал на цифровому вході формується за допомогою реверсивного лічильника, виконаного на мікросхемах K561IE11, і керується за натискання кнопки «Більше» або «Менше», при цьому відбувається наповнення лічильників в прямому або зворотному напрямку, а величина регульованого сигналу індукується на трьохрозрядне десяткове цифрове табло в відносних одиницях.

Закінчуючи розгляд характерних схемотехнічних рішень основних вузлів аудіометру на основі цифрових схем, слід зазначити, що їх застосування дозволяє не тільки спрощувати керування різними вузлами аудіометру з боку вбудованої мікроЕОМ, а й забезпечувати високі точність і постійність параметрів тестових сигналів в умовах непостійних зовнішніх подразнюючих факторів.

Наведені приклади побудови схем основних функціональних вузлів є досить загальними і в повній мірі відносяться практично до всіх видів ППВ, а не тільки до аудіометрів [15].

### **1.8 Висновок до розділу 1**

У даному розділі була детально розібрана будову вуха, особливості його діагностики. Одним з методів суб'єктивної оцінки слуху є аудіометрія, інструмент – аудіометр. Були наведені його будова, алгоритм роботи та деякі властивості, також було проведено порівняння відносно сучасних моделей аудіометрів. Вплив високого рівня шуму призводить до погіршення якості слуху, сну та фізичного стану людей, а також до підвищення числа захворювань серцево-судинної та нервової систем організму.

## **РОЗДІЛ 2**

### **ПРОВЕДЕННЯ СЕАНСУ АУДІОМЕТРИЧНОГО ОБСТЕЖЕННЯ. СУЧАСНІ МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ СЛУХУ**

В даний час аудіологія має безліч методів і засобів для дослідження слухової функції, визначення рівня ураження органу слуху. Серед них розрізняють психоакустичні і об'єктивні методи дослідження. У практиці найбільшого поширення набули психоакустичні методи дослідження слуху, що ґрунтуються на реєстрації суб'єктивних показань обстежуваних. Однак в ряді випадків, психоакустичні методи недостатні або взагалі неефективні, наприклад, при оцінці слухової функції новонароджених і дітей раннього віку, розумово відсталих або хворих з порушенням психіки. Крім того, в експертизі слухової інвалідності дані, отримані за допомогою психоакустичних методів дослідження, вимагають більш достовірного підтвердження. У всіх цих випадках виникає необхідність дослідити слухову функцію об'єктивними методами, заснованими або на реєстрації біоелектричних відповідей слухової системи на звукові сигнали, зокрема слухових викликаних потенціалів, або записів акустичного рефлексу внутрішньовушних м'язів.

Об'єктивні методи дослідження слуху, проте, пов'язані з необхідністю придбання складної дорогої апаратури, вимагають постійного контролю за її роботою з боку інженерно-технічного персоналу.

#### **2.1 Загальні принципи аудіометричного обстеження**

Дослідження слухової функції передбачає виконання ряду обов'язкових умов.

1. Обстеження необхідно проводити в звукоізолюваному приміщенні (камері) при рівні навколишнього шуму не більше 35 дБ.
2. Хворий не повинен бачити шкалу приладу.
3. Обстановка в аудіометричному кабінеті повинна бути спокійною і доброзичливою так як зайве хвилювання обстежуваного може спотворити результат дослідження.
4. Інструктаж хворого про особливості дослідження проводиться безпосередньо перед виконанням кожного нового тесту за допомогою мікрофона при одягнутих повітряних телефонах аудіометру. Хворим також бажано поміщати видрукований на машинці текст-завдання.
5. При виконанні окремих методик аудіометрії необхідно дотримуватися єдиного способу подачі сигналу: від нечутного до чутного або навпаки.
6. Спочатку виконується повністю порогова тональна аудіометрія без маскування, а потім вирішується питання про необхідність маскування на тому чи іншому етапі.
7. Загальна тривалість аудіометричного обстеження не повинна перевищувати 60 хвилин, щоб уникнути стомлення хворого, ослаблення уваги до дослідження, а також для попередження розвитку слухової адаптації [11].

## **2.2 Алгоритм тональної аудіометрії за методом наростання рівня**

З початку 80-х років в аудіометрії почалося широке використання мікропроцесорів і ЕОМ. Подібна тенденція характерна для медичної техніки взагалі, але стосовно до аудіометричного апаратури, робота якої полягає в реалізації ряду стандартних тестових процедур, прив'язка до них

мікропроцесорних пристроїв і ЕОМ представляється особливо доцільною. На користь такого твердження можна привести наступне.

Перевага комп'ютеризації відносно аудіології обумовлено, перш за все, можливістю обробки великого обсягу інформації. Тестові сигнали можна занести в пам'ять і миттєво отримати їх звітти, можна швидко реєструвати відповідні реакції випробуваного і по ним оперативно приймати рішення про вид пред'явлення наступного звукового стимулу.

Легко реалізувати перевірку слуху одночасно декількох досліджуваних, забезпечивши при цьому подачу сигналів будь-якої складності і індивідуальну швидкість тестування. В процесі вимірювань може автоматично оцінюватися ступінь уваги, зосередженості і безпомилковості реакції пацієнта, і в разі їх недостатчі, що призводить до неприпустимо великого розкиду результатів, тестування може припинитися, після чого початися заново.

За допомогою ЕОМ вирішується завдання програмованого тестування по адаптивної процедури, прикладом якої може служити визначення порогу чутності, наприклад методом наростання рівня прослуховування або методом обхвату шуканої точки (метод кордонів). Просто забезпечується тестування на гостроту слуху, в більш складних випадках, наприклад способом двухальтернативного або багатоальтернативного вибору, коли випробуваному пропонується натисканням кнопки зафіксувати почутий ним тестовий тон, що з'являється випадковим чином протягом одного з двох або більше тимчасових інтервалів, межа між якими зазвичай відображається світловий спалахом. Метод багатоальтернативного вибору допускає інші модифікації, спрямовані на виявлення здатності розрізняти якісні ознаки тестового сигналу. У їх числі визначення того, однакові або різні пропоновані тони по загальному характеру, інтенсивності, частоті і т.д.

Оскільки перед аудіологією постає завдання використання складних звукових стимулів різноманітного виду, при традиційному виконанні

реалізація таких стимулів в принципі хоча і можлива, але, по-перше, призводить до ускладнення схемотехнічних рішень і відповідно апаратури і, по-друге, не дозволяє мати необхідну гнучкість при виконанні тестів. З введенням ЕОМ або мікропроцесорних пристроїв при порівняно простому схемотехнічному вирішенні за рахунок можливості перепрограмування приладу під необхідну тестову процедуру можуть бути досягнуті виключно висока апаратна гнучкість і універсалізм приладів для дослідження слуху. Особливо великі можливості відкриваються у розглянутому випадку при проведенні мовної аудіометрії: з використанням комп'ютерних синтезаторів звуків ефективно реалізуються тести неспотвореної, нелінійно-спотвореної, частотно-фільтрованої, відставленої мови, тести розрізнення формантних переходів в послідовності фонем і ін. Комп'ютеризація перелічених тестів сприяє тому, що досягається більш висока повторюваність результатів за рахунок надійної сталості всіх параметрів тестового сигналу, що зберігаються в пам'яті ЕОМ і кожен раз відтворюються автоматично, а самі ці тести стають доступними для широкої клінічної практики, проводяться легко, швидко і з високою точністю.

Вбудовані в аудіометри мікропроцесорні пристрої в сукупності з приладами «штучне вухо» і «штучний мастоїд» дозволяють надійно вирішувати питання їх автоматичної калібровки, забезпечення можливості подання кількісних результатів дослідження слуху на екрані графічного дисплею.

Слід зазначити, що, з іншої сторони, неминуха комп'ютеризація дослідження слуху, особливо при суб'єктивній аудіометрії, не повинна витіснити дуже необхідний для успішного тестування і отримання достовірних результатів довірчий людський контакт між піддослідним і оператором; він сприяє врахуванню індивідуальних особливостей і потреб випробуваного, його більш усвідомленої участі в експерименті. Значення цієї обставини зростає в роботі з «важкими» пацієнтами, для яких характерні

мала тямуність, загальмована реакція, зайва настороженість по відношенню до тестування, страх апаратури. Важливість людського фактору при автоматизованих аудіологічних дослідженнях також безсумнівна, як і при традиційній аудіометрії. Мабуть, найбільш природним чином доцільність автоматизації аудіометрів впливає з розгляду стандартних процедур тональної порогової аудіометрії, рекомендованої до застосування при масових профілактичних обстеженнях слуху. [2]



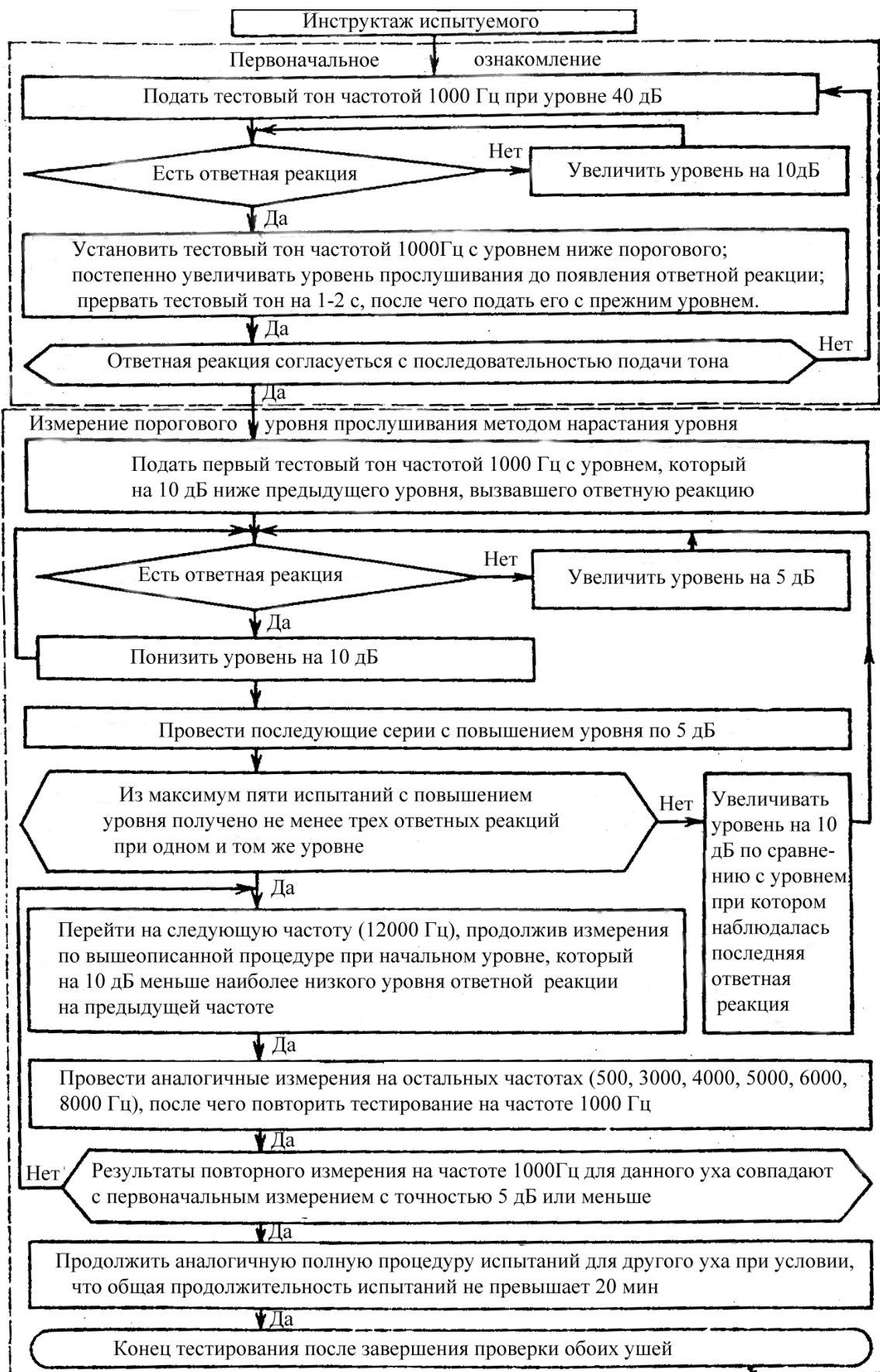


Рис.2.2. Алгоритм тональної аудіометрії за методом наростання рівня

На рис. 2.2 приведений алгоритм, така аудіометрична процедура, заснована на методі наростання рівня, а інша - на методі обхвату. Ці алгоритми дозволяють легко скласти програму зняття тональної аудіограми і реалізовувати її з використанням ЕОМ або мікропроцесорного пристрою, вмонтованого в аудіометр.

Алгоритм передбачає також спеціальні перевірочні процедури, що дозволяють встановлювати ступінь адекватності реакції випробуваного на запропоновані тестові тони. Серед них такі, як оцінка інтервалу часу між подачею тону і натисканням на кнопку-відповідь пацієнта, контроль загального числа тональних імпульсних посилок однієї частоти до отримання відповідної реакції (воно не повинно перевищувати 18) та ін. З огляду на це, швидкість тестових послідовностей автоматично адаптується до часу реакції випробуваного на запропоновані тони [11].

### **2.3 Порогова тональна аудіометрія**

Поріг сприйняття тону - це мінімальна інтенсивність звукового подразника, при якому з'являється відчуття звуку. Відмітка 0 дБ на аудіограмі відповідає середньому порогу сприйняття кожного тону у молодих людей з нормальним слухом. Для проведення порогової тональної аудіометрії користуються відносною шкалою. При налаштуванні по відносній шкалі нульовий рівень на аудіограмі зображується горизонтальною лінією. Різниця між нульовим рівнем і числом дБ, відповідним порогу сприйняття даного тону хворим, вказує на величину зниження слуху.

Результати дослідження порогів сприйняття по повітряному і кістковому звукопроведенню наносять на бланк аудіограми, де по осі абсцис позначені частоти в Гц, а по осі ординат - інтенсивність в дБ (рис. 2.3). Найбільш зручним нововведенням представляється наявність окремих графіків для правого і лівого вуха. На бланку аудіограми повинні бути обов'язково розшифровані умовні позначення. Якщо ж для нанесення

результатів дослідження обох вух користуються одним графіком, то бажано застосовувати міжнародні позначення: «О» (коло) - пороги сприйняття правого вуха; «Х» (хрестик) - пороги сприйняття лівого вуха; суцільна лінія з'єднує пороги сприйняття по повітряному звукопроведенню, а пунктирна - по кістковому.

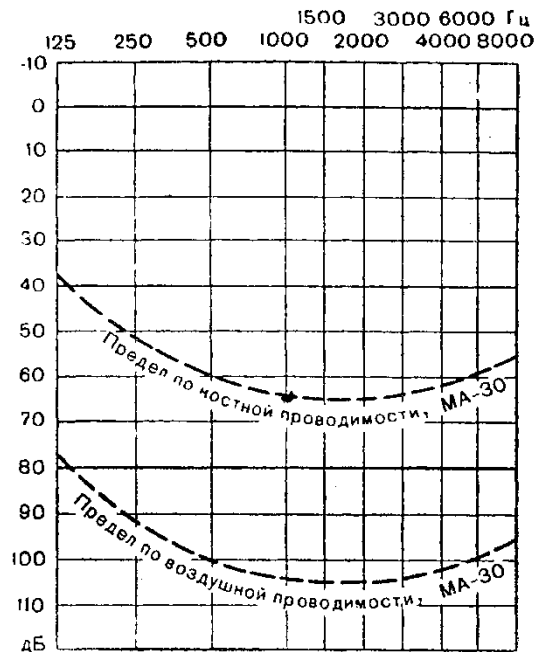


Рис. 2.3 Бланк аудіограми

### 2.3.1 Визначення порогів чутності тонів за повітряним проведнням

Повітряний телефон (навушник) маркований зеленим (або синім) кольором надягають на праве, а червоним - на ліве вухо. Необхідно домогтися прилягання амбушюрів до вушних раковин, уникаючи при цьому, надмірного тиску. Центр телефону повинен розташовуватися на рівні входу в зовнішній слуховий прохід. По мікрофону лаборант знайомить хворого з дослідженням.

Текст інструктажу за завданням № 1: «Мені необхідно знати, якої сили звуки Ви можете почути. Тому намагайтеся прислухатися до самого тихому

сигналу. Коли Ви почуєте звук, натисніть кнопку. Відпустіть її тільки тоді, коли звук припиниться ».

Аудіометричне дослідження починають з визначення порогу чутності тону частотою 1000 Гц тому, що цей тон частіше сприймається чіткіше, ніж інші. Звук плавно посилюють до тих пір, поки хворий шляхом натискання кнопки не відповість, що він чує сигнал. Потім зменшують інтенсивність звуку на 20 дБ і знову послідовно посилюють звук, зупиняючись при кожному збільшенні інтенсивності на 5 дБ не менше ніж на 1-2 с до отримання відповіді. Дослідження повторюють 2-3 рази і в разі стабільності показників відзначають на аудіограмі знайдений поріг сприйняття тону. Після цього за тією ж методикою переходять до визначення порогів чутності інших тонів, спочатку більш високих (2000, 3000, 4000, 6000 і 8000 Гц), а потім більш низьких (500, 250 і 125 Гц). Дослідження закінчують повторним визначенням порогу чутності тону 1000 Гц, оскільки перше дослідження є орієнтовним і може бути недостатньо точним.

#### **2.4 Методика визначення порогів чутності тонів, рекомендована при обстеженні хворих, які страждають суб'єктивними шумами**

У деяких хворих, які страждають суб'єктивним вушним шумом, практично неможливо отримати точну межу тональну аудіограму звичайним методом. Зазвичай, вони натискають кнопку не тільки при поданні сигналу, але і при власному шумі. Подібних хворих рекомендується обстежити наступним чином. Повітряні телефони надягають звичайним чином. Порядок визначення порогів сприйняття окремих тонів той самий, що і описаний раніше.

Текст інструктажу за завданням № 2: «Зараз я буду подавати Вам на вухо звуки. Як тільки ви почуєте самий тихий звук, скажіть: «Тихо». Якщо

звук стане трохи голосніше, скажіть: «Голосніше». Якщо ж звук припиниться, скажіть: «Ні».

Після цього повільно підсилюють звук до тих пір, поки хворий не скаже: «Тихо». негайно ж збільшують інтенсивність звуку на 10 дБ. Якщо хворий скаже: «Голосніше», то відзначають рівень сприйняття тихого звуку як пороговий. Якщо ж після збільшення інтенсивності на 10 дБ хворий вказує, що звук зник або не змінився, тобто, він реагував не на сигнал аудіометру, а на власний шум.

У цих випадках для визначення порогу сприйняття продовжують посилювати звук. Для отримання достовірних даних дослідження на кожній частоті повторюють 2-3 рази.

Порогова тональна аудіометрія по кістковому звукопроведенню. Дослідження починають з аудіометричного досвіду Вебера для того, щоб визначити вухо, яке краще сприймає кісткове звукопроведення. Кістковий телефон поміщають на середину лоба і робочою поверхнею притискають до шкіри.

Текст інструктажу за завданням № 3: «Коли Ви почуєте звук - натисніть кнопку, прислухайтеся і скажіть, де Ви чуєте цей звук: на середині чола (в голові), в правому або лівому вусі».

Повільно підсилюють інтенсивність звуку. Коли хворий натисне кнопку у відповідь на звук, додають ще 5 дБ, даючи можливість обстежуваному визначити область і напрямок звучання, себто латералізація звукового сигналу.

Вважається, що вухо, в яке латералізується звук при досліді Вебера, краще сприймає кісткове звукопроведення. З нього і починають подальше дослідження слухової чутливості по кістковій провідності.

Кістковий телефон встановлюють на шкіру соскоподібного відростка так, щоб його робоча поверхня знаходилася в місці проекції антрума.

Волосся обстежуваного необхідно ретельно підібрати. Телефон не повинен торкатися вушної раковини. Якщо досліджуваний утримує телефон рукою, то для того, щоб рука не втомлювалася і ступінь притиснення телефону лишалася незмінною, руку бажано фіксувати на підлокітнику.

Текст інструктажу за завданням № 1 або № 2 (в залежності від того, є чи немає у хворого суб'єктивний шум).

Методика і порядок проведення дослідження ті ж самі, що і при пороговій тональній аудіометрії з повітряним проведенням

#### **2.4.1 Дослідження вуха, що гірше чує, з маскуванням**

Питання про необхідність маскування вуха, що краще чує, вирішується після аналізу результатів виконання порогової тональної аудіометрії по повітряному і кістковому звукопроведенню.

При цьому маскування вуха, що краще чує, проводять в наступних випадках:

- 1) якщо при дослідженні хворий вказує на переслуховування сигналу краще чують вухом;
- 2) якщо різниця між порогами по повітряному звукопроведенню гірше чує вуха і по кістковому звукопроведенню краще чує вуха становить понад 30 дБ;
- 3) якщо пороги вуха, що гірше чує, по кістковому звукопроведенню більш ніж на 10 дБ вище, ніж на вусі, що краще чує (рис. 2.4).

Рівень маскуючого шуму, необхідний для точного вимірювання порога чутності на вусі, що гірше чує, повинен бути підібраний з урахуванням індивідуальних особливостей стану слуху хворого. Однак міжіндивідуальна варіабельність стану слухової функції не визначена точними критеріями, отже, і рівень маскуючого шуму не може бути однозначно визначено, для

кожного конкретного хворого. Відповідно до різноманітних апробованих в Київському НДІ отоларингології способі вимірювання порогів чутності вуха, що гірше чує, при вираженій односторонній приглухуватості, вимір слід проводити при динамічній зміні рівня шуму. Для цього спочатку вимірюють пороги чутності у хворого без маскуванню для кожного вуха. Потім визначають пороги чутності на вусі, що краще чує залежно від рівня маскувального шуму на цьому ж вусі (Іпсилатеральне маскуванню).

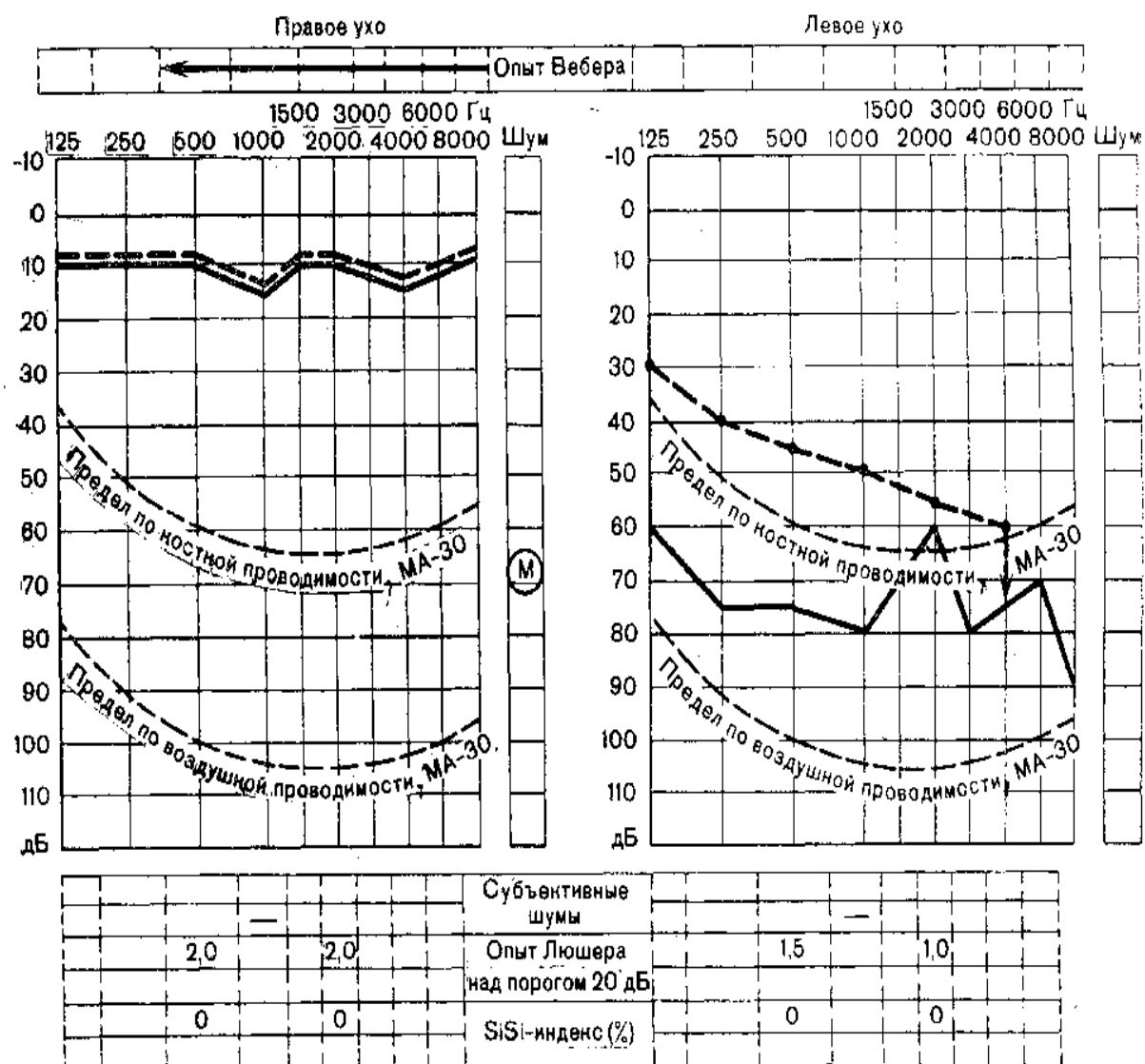


Рис. 2.4. Пример асиметрії втрат слуху, при якому показана

маскування правого вуха для виключення переслуховування тонів лівим вухом.

М – інтенсивність «білого» шуму в дБ (70 дБ) при маскуванні.



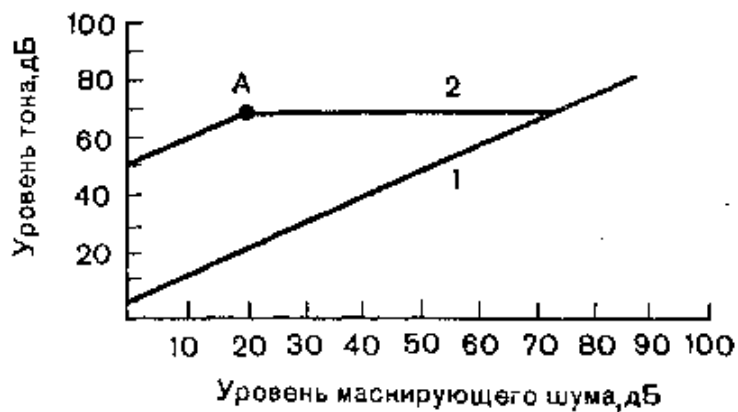


Рис. 2.5. Поріг чутності при іпси- (1) і

контралатеральному (2) маскуванні тону шумом.

Ці дослідження дозволяють встановити індивідуальні особливості на вусі, що краще чує. Після цього визначають динамічну залежність зміни порогів чутності вуха, що гірше чує, від рівня шуму, що подається на вуха, що краще чує (контралатеральне маскування) (рис. 2.5).

Рівень звукового тиску тестованого сигналу на вусі, що гірше чує, при якому крива 2 змінює свою крутизну (точка A на кривій 2), вважають порогом чутності для даної частоти, а рівень маскуючого шуму при цьому необхідний і достатній для заглушення вуха, що краще чує. Вимірювання проводять для кожної частоти тестованого тонального сигналу.

З практичної точки зору, для скорочення часу обстеження можна вимірювати тільки пороги чутності на вусі, що гірше чує, при декількох заданих рівнях маскуючого шуму, наприклад 10, 20, 30, 40 і 50 дБ на вусі що краще чує. При цьому зі збільшенням рівня шуму, пороги на вусі, що гірше чує спочатку будуть збільшуватися (приблизно пропорційно рівню шуму), а потім залишаються майже незмінними. Значення рівня тестованого сигналу, яке в подальшому не змінюється при збільшенні рівня шуму, приймають за поріг чутності гірше чує вуха.

### **2.3.4 Дослідження вуха, що гірше чує, за допомогою комплексу латералізованих проб**

У випадках, коли маскування недостовірне (комбіноване ураження звукопровідного і звукосприйнятливого апаратів на вусі, що краще чує), протипоказане (стан після слухополіпшуючої операції на вусі, що краще чує) або погано переноситься хворим, рекомендується проводити дослідження за допомогою комплексу латералізованих проб по методиці Б. Я. Лимар і Б. С. Мороза (1977). Комплекс включає: а) модифікований досвід Штенгера для визначення порогів сприйняття повітряного звукопроведення; б) тест кістково-повітряного «перекриття» для визначення порогів сприйняття по кістковому звукопроведенню.

Модифікований досвід Штенгера для визначення кривої повітряного звукопроведення на вусі, що гірше чує. Повітряні телефони надягають відповідно до загального правила. Звук на вухо, що гірше чує, подають від аудіометру по каналу № 1, а на те, що чує краще - по каналу № 2. Для більшої чіткості досвіду на вухо, що краще чує, подають рівний тон, а гірше чує переривчастий. Найбільш зручним варіантом переривчастого тону є такий, при якому загальний період «тон - пауза» становить 4 с.

Текст інструктажу за завданням № 4: «Зараз я буду подавати Вам звуки в обидва вуха: в одне - рівний звук, в інше - переривчастий. Коли почувєте рівний звук, піднесіть руку до цього вуха і відразу опустіть її. Коли почувєте переривчастий звук в іншому вусі, піднесіть руку до цього вуха і тримайте її до тих пір, поки звук не припиниться. Звук знову з'явиться - знову підніміть руку ».

Дослід проводять починаючи з частоти 125 Гц, а потім послідовно на всіх інших частотах. У правильності відповідей хворого переконуються за допомогою контрольного телефону, яким користується дослідник. Поява

звуку в контрольному телефоні має збігатися з моментом, коли хворий підносить руку до досліджуваного вуха.

Спочатку визначають поріг сприйняття досліджуваного тону по повітряній провідності на вухо, що краще чує (канал № 2). Потім інтенсивність звуку, що подається на вухо, що краще чує, підсилюють на 5 дБ. Не змінюючи положення ручки аттенюатора каналу № 2, збільшують силу звуку на вухо, що гірше чує (канал № 1) до тих пір, поки хворий не дасть знати, що він почав цим вухом періодично чути сигнал. Рівень, при якому хворий зазначив латералізацію звуку в вусі, що чує гірше, реєструється на аудіограмі як поріг сприйняття. На аудіометрах деяких типів переривання сигналу можна здійснювати вручну шляхом натискання на кнопку каналу № 1.

Тест кістково-повітряного «перекриття». Повітряні телефони надягають за загальним правилом. Кістковий телефон притискають до шкіри соскоподібного відростка на боці досліджуваного вуха. Після інструктажу (завдання № 4) звук на вухо, що гірше чує, подають по каналу № 1 через кістковий телефон, а на вухо, що краще чує - через повітряний телефон, надітий на протилежне вухо. Послідовність і методика проведення тесту такі ж, як і в описаному раніше модифікованому досвіді Штенгера.

## **2.5 Аналіз даних порогової тональної аудіометрії**

Показником нормального слуху вважаються відхилення порогового сприйняття від нульового рівня в межах до  $\pm 10$  15 дБ на кожній з частот. Це свідчить про збереження функції слухового органу за умови, якщо криві повітряного і кісткового звукопроведення розташовані на графіку поруч і хворий не пред'являє скарг на зниження слуху.

Рівень кривої повітряного звукопроведення дозволяє судити про стан тонального слуху по всьому діапазону частот. Рівень кривої кісткового звукопроведення вважається одним з основних критеріїв стану звуковоспри́-Німан апарату. Взаємне розташування кривих повітряного і кісткового звукопроведення характеризує стан звукопровідного апарату (рис. 23). Якщо криві розташовані поруч, тобто кістково-повітряний «розрив» відсутній, то це свідчить про те, що функція звукопровідного апарату збережена. Наявність кістково-повітряного «розриву» говорить про невдачу у користуванні звукопровідним апаратом.

Поєднання кістково-повітряного «розриву» з погіршенням сприйняття кісткового звукопроведення зазвичай буває при комбінованому ураженні звукопровідного і звукоприймаючого апаратів.

Поява на аудіограмі так званого зубця Кархарта, тобто погіршення чутності по кістковому звукопроведенню в межах 5-15 дБ на частотах 500, 1000, 2000, 3000 Гц з максимумом в області 2000 Гц (15 дБ), є свідченням фіксації стремена, що характерно для отосклерозу.

Важливо враховувати, що дані, перевірені з маскуванням або за допомогою комплексу латералізаційних проб, як правило, бувають дещо гірше справжнього слуху хворого (в межах 10 дБ).

Якщо окремі аудіометричні показники вимагають перевірки за допомогою маскування, кістково-повітряного перекриття або за методом Штенгера, а також у випадках, коли дослідження з яких-небудь причин не вдалося і переноситься на наступний день, то необхідно розуміти, що при вирішенні питання про наявності кістково-повітряного «розриву»:

а) не можна зіставляти перевірену напередодні криву повітряного звукопроведення з отриманої сьогодні кривої кісткового звукопроведення;

б) криву кісткового звукопроведення, визначену з використанням маскування, можна зіставляти тільки з кривою повітряного звукопроведення, проведеної з маскуванням;

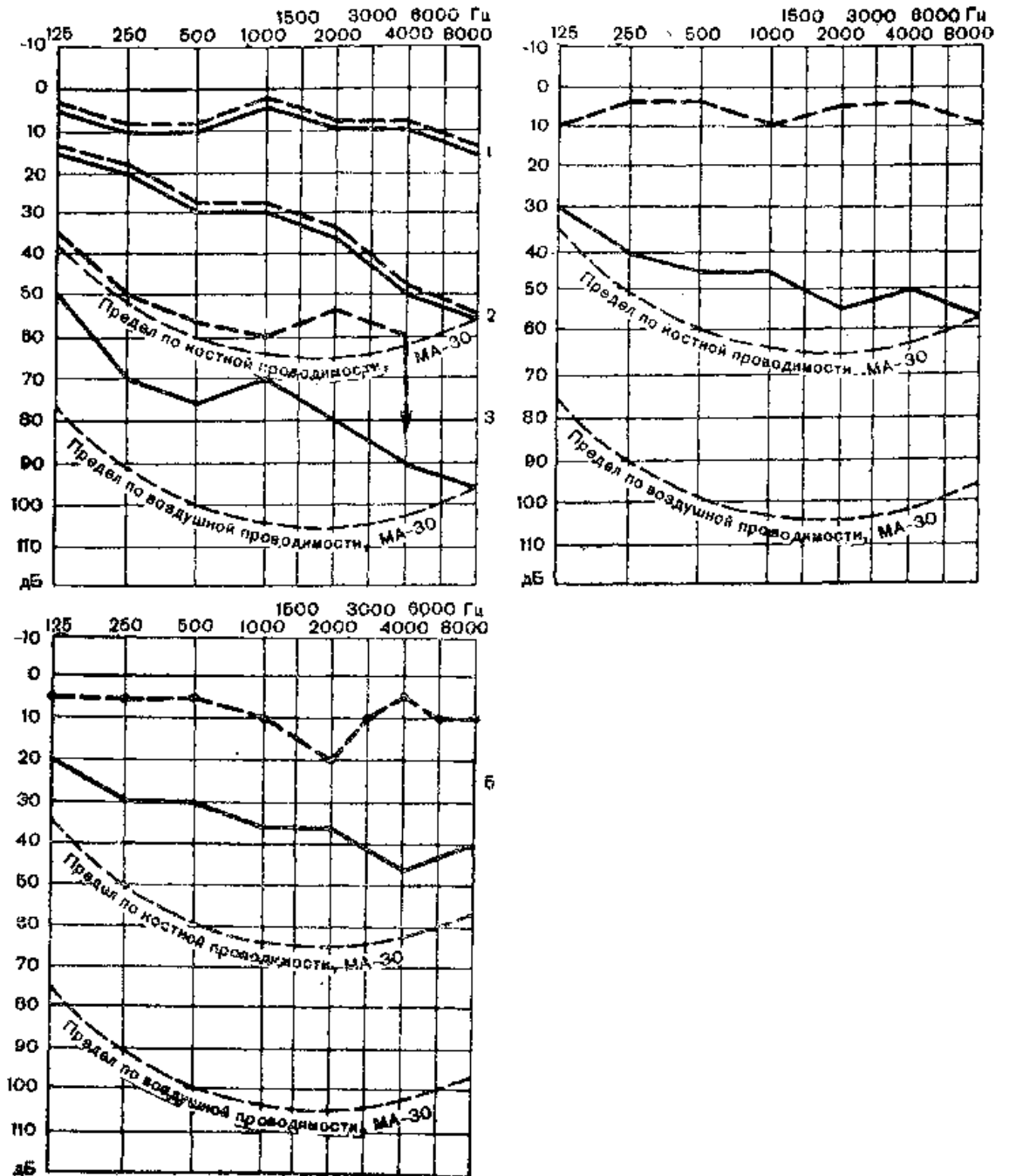


Рис. 2.6 Варіанти тональної порогової аудіометрії.

1 - слух в межах фізіологічної норми;

2 - зниження чутності повітряного і в рівній мірі кісткового звукопроведення тонів (ураження звуковосприймаючого апарату);

3 - зниження чутності повітряного і кісткового звукопроведення з наявністю кістково-повітряного інтервалу (комбіновані поразки звукопровідного і звуковосприймаючого апаратів);

4 - зниження чутності повітряного звукопроведення при нормальній чутності кісткового звукопроведення (ураження звукопровідного апарату);

5 - погіршення чутності кісткового звукопроведення на частоті 2000 Гц - зубець Кархарта (при отосклерозі фіксація підстави стремена).

Суцільна лінія - сприйняття повітряного звукопроведення, пунктирна - лінія - сприйняття кісткового звукопроведення.

в) крива кісткового звукопроведення, перевірена за методом кістково-повітряного перекриття, може бути порівняна тільки з кривою повітряного звукопроведення, визначеної за Штенгером (комплекс латералізаційних проб).

При оцінці стану слуху у людей похилого віку отриману криву повітряного звукопроведення (при відсутності кістково-повітряного «розриву») необхідно співставляти з віковою нормою слуху і нормами, характерними для старечої приглухуватості.

Вікова норма слуху - це середній рівень слуху, характерний для людей цієї вікової групи. Найбільше підвищення порогів чутності тонів різної висоти у людей похилого віку виникає в результаті закономірних атрофічних процесів в нервових елементах слухового органу. Ці зміни мало або зовсім не перешкоджають мовному спілкуванню в віці 70-80 років і старше.

*Таблиця 2.1. Середня вікова норма тонального слуху*

Возраст, годы	Снижение слуха (дБ) на частотах (Гц)					
	256	512	1024	2048	4096	8192
50—60	10	10	15	20	40	55
60—70	15	20	30	40	55	75
70—80	20	25	35	45	65	80
80—85	30	30	40	50	70	90

На відміну від вікової норми при передчасної («старечої») приглухуватості (або пресбіакузіс) відбувається швидке і помітне зниження слуху, що починається у віці близько 50 років. Діагноз старечої приглухуватості ставлять на підставі зіставлення отриманої аудіограми з величинами, характерними для передчасної приглухуватості, і анамнезу. Подібні хворі потребують консультації геронтолога (табл. 3).

*Таблиця 2.2 Середнє зниження тонального слуху, характерного для старечої приглухуватості*

Возраст, годы	Снижение слуха (дБ) на частотах (Гц)					
	256	512	1024	2048	4096	8192
50—60	10	10	15	20	40	55
60—70	15	20	30	40	55	75
70—80	20	25	35	45	65	80
80—85	30	30	40	50	70	90

Для швидкого нанесення на бланк аудіограми вікової норми слуху і норми, характерної для старечої приглухуватості, зручно користуватися лекалом, яке может бути виготовлено в будь-якій установі з рентгенівської плівки.

## 2.6 Висновок до розділу 2

Аудіограма - графік слухових відчуттів пацієнта. Вона допомагає діагностувати порушення слуху. На аудіограмі дві вісі: горизонтальна - частота (кількість звукових коливань в секунду, виражається в герцах) і вертикальна - інтенсивність звуку (відносна величина, виражається в децибелах). На аудіограмі відзначається кісткова провідність (звук, який у вигляді вібрацій доходить до внутрішнього вуха через кістки черепа) і повітряна провідність (звук, який досягає внутрішнього вуха звичайним шляхом - через зовнішнє і середнє вуха).

При аудіометрії пацієнту подають сигнал різної частоти та інтенсивності і відзначають точками величину мінімального звуку, який чує пацієнт. Кожна точка показує мінімальну інтенсивність звуку, при якій пацієнт чує на конкретній частоті. Поєднавши точки, отримуємо графік, а точніше, два - один для кісткового звукопроведення, інший - для повітряного.

Норма слуху - коли графіки лежать в діапазоні від 0 до 25 дБ. Різниця між графіком кісткового і повітряного звукопроведення називається кістково-повітряним інтервалом. Якщо графік кісткового звукопроведення в нормі, а графік повітряного лежить нижче норми (присутствует кістково-повітряний інтервал), це показник кондуктивної приглухуватості. Якщо графік кісткового звукопроведення повторює графік повітряного, і обидва лежать нижче нормального діапазону, це говорить про сенсоневральної приглухуватості. Якщо чітко визначається кістково-повітряний інтервал, і при цьому обидва графіка показують порушення, значить, туговухість змішана.



## **РОЗДІЛ 3**

### **ПЛАНУВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ «ТОНАЛЬНИЙ ТЕСТ»**

Експеримент складається з одночасного зняття аудіограм за допомогою тестової програми, штучного вушного пристрою і вимірювача рівня звуку.

Замість ефірного телефону, який зазвичай використовується для проведення аудіологічних досліджень, ми використовували телефонні гарнітури. Для завершення тесту нам знадобилася телефонна гарнітура через спеціальний подільник. Під час тесту необхідно було максимально притискати навушники до вушної раковини і штучного вуха, уникаючи при цьому надмірного тиску.

Одна гарнітура використовувалася дослідником для спостереження за людським вухом, друга була по чергово підключена до кожного каналу шумомера, а в другому експерименті - до пристрою «штучного вуха».

Процедура аудіометричного дослідження і вимірювання шуму значно ускладнюється тим, що для нього потрібне певне акустичне середовище.

Грунтуючись на можливостях нашого обладнання і наших власних можливостях, експеримент проводився в кімнаті, що не акустично ізольована від ефектів різних сторонніх шумів.

#### **3.1 Опис і основні характеристики програмно-апаратного комплексу «Тональний тест»**

Апаратно-програмний комплекс «Tone Test» - повністю функціональний аналог клінічного аудіометру. Комплекс призначений для отоларінгологічних і неврологічних клінік, лікарень, клінік, навчальних закладів для людей з обмеженими можливостями та протезування слухових апаратів. Цей пакет,

при відсутності калібрування, вільно розповсюджуваний. Комерційне використання каліброваного версії оцінюється розробником за ціною 350 доларів США.

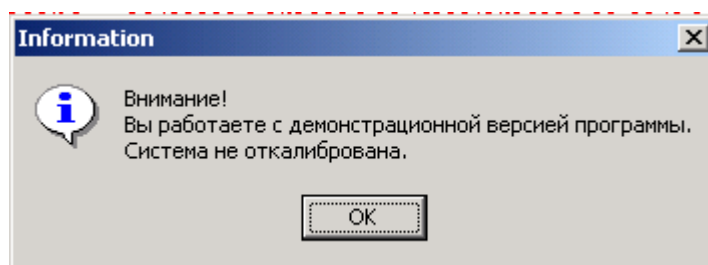


Рис. 3.1 Інформаційне вікно програми

«Тональний тест» виконує наступні функції:

- аудіосигнал порогового тону повітря і провідності кісток в автоматичному режимі;
- маскування вузькосмуговим і широкосмуговим шумом;
- перерахування аудіограм;
- ведення бази даних пацієнтів і досліджень.

Аудиометричні частоти і максимальний рівень сигналу:

Таблица 3.1

Частота, Гц	Повітряна провідність, дБ	Кісткова провідність, дБ
125	90	30
250	80	40
500	80	40
750	90	45
1000	100	45
1500	120	45
2000	110	45

3000	110	45
4000	110	45
6000	90	45
8000	90	45

### 3.2 Шумомір ROBOTON MESSELEKTRONIK 00024



Рис. 3.2 Фото шумоміру

Звуковий вимірювач, пристрій для об'єктивного вимірювання гучності звуку (шуму). Звуковий вимірювач містить всенаправлений вимірювальний мікрофон, підсилювач, корекційні фільтри, детектор і вказівний прилад - індикатор. Загальна схема вимірювача рівня звуку обрана так, щоб її властивості наближалися до характеристик людського вуха. Чутливість вуха залежить від частоти звуку, і форма цієї залежності залежить від інтенсивності вимірюваного шуму (звуку). Шкала вихідного пристрою

градується в децибелах щодо середньоквадратичного рівня звукового тиску ( $2 \cdot 10^{-5} \text{ н / м}^2$ ) за шкалою.

На жаль, особливості використовуваного вимірювача рівня звуку невідомі. Немає даних про діапазоні вимірювань, частотній характеристиці, а також невідомому типі мікрофона. Тому наші результати приблизні.

### **3.3 Прилад «штучне вухо» типу ШВ-11**

Ідеальне штучне вухо для телефонних вимірювань повинно відповідати наступним вимогам:

1. Представлення того ж акустичного імпедансу для тестованого телефону, того ж, що і нормальне людське вухо в бажаному частотному діапазоні;
2. відображати акустичний витік між телефоном і вухом;
3. дозволяє використовувати відповідний мікрофон для вимірювання звукового тиску в певній точці штучного вуха, і цей тиск має відповідати такому в людському вусі в бажаному частотному діапазоні;
4. забезпечення стабільної роботи.

Переріз такого роду показаний на рисунку:

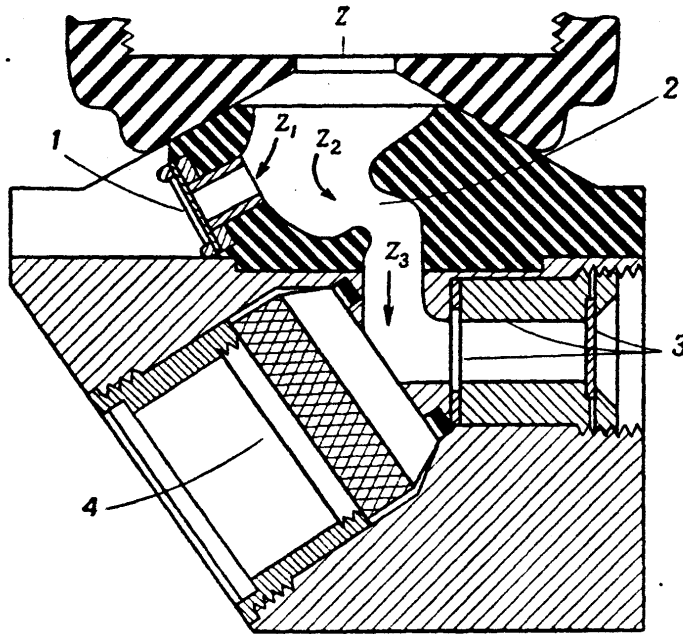


Рис. 3.3 Поперечний переріз штучного вуха

$Z$  – загальний акустичний імпеданс від телефону

$Z_1$  – Імпеданс акустичного витіку

$Z_2$  - акустичний імпеданс біля входу в слуховий канал

$Z_3$  - акустичний імпеданс біля барабанної перетинки

1 – акустичний витік; 2 - подобу слухового каналу

3 – акустичний фільтр; 4 - конденсаторний мікрофон

Пристрій являє собою камеру, яка максимально точно відтворює розміри людського слухового проходу, мініатюрного конденсаторного мікрофону і акустичного фільтра. Цей фільтр був налаштований для забезпечення тестованого телефону тим же акустичним навантаженням, що і на реальному вусі.

Верхня частина робочої камери виконана з м'якої формованої гуми. Цей каучук дозволяє надійно притиснути телефон до штучного вуха; якщо необхідно, вся верхня частина може бути легко замінена іншою, що має необхідну форму. У цьому приладі передбачений акустичний витік, виконаний у вигляді короткої трубки з акустичним опором. Витік поряд з

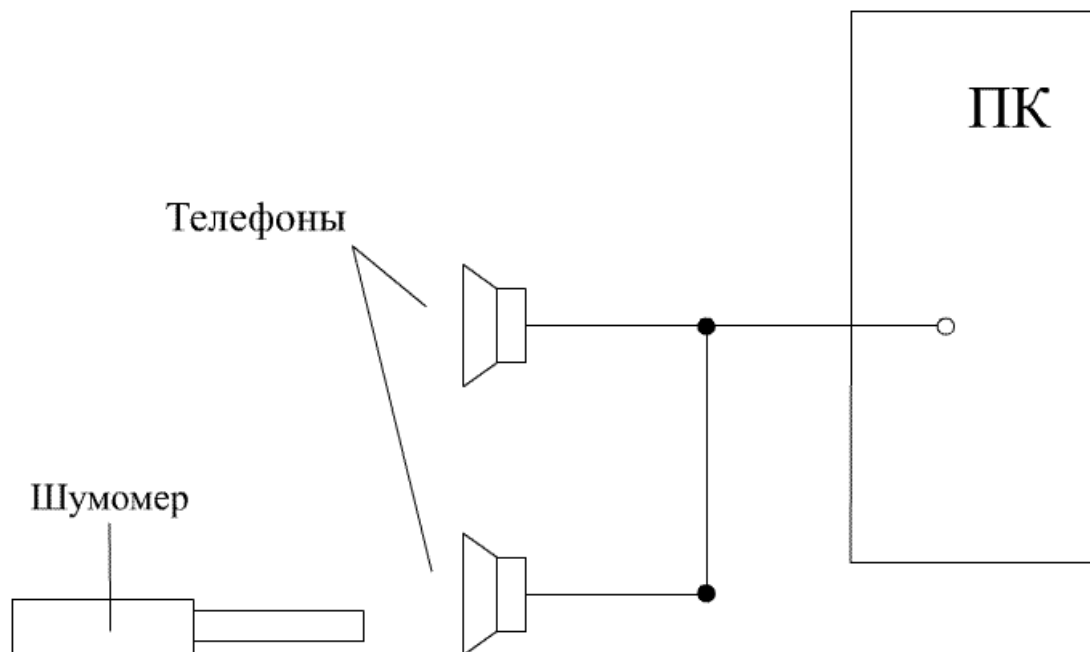
активним і індуктивним характером повинен імітувати вплив пробілів між кришкою і головкою оператора.

Незважаючи на те, що описаний пристрій дає цілком задовільні результати, він широко не використовувався, оскільки його конструкція і настройка досить складні.

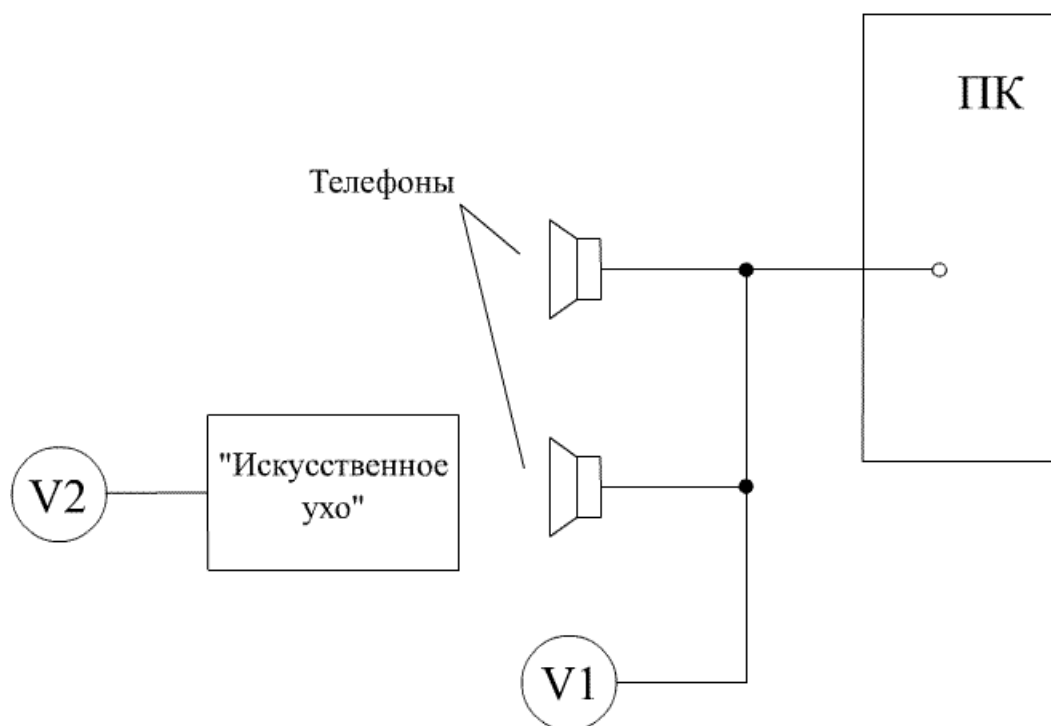
### **3.4 Методики експериментальних досліджень програмно-апаратного комплексу «Тональний тест»**

Здійснення експериментів за допомогою телефонної гарнітури, підключеної до звукової плати системного блоку. Одна гарнітура використовувалася дослідником для спостереження за людським вухом, до другої підключався шумомір, а в іншому випадку «штучне вухо». Використовувані в експерименті шумомір і штучне вухо не були інтегровані в програмно-апаратний комплекс «Тональний тест». Тому в першому випадку експеримент проводився за допомогою програмного пакету з одночасним вимірюванням рівня шуму за допомогою шумоміра. А в другому - з одночасним зняттям напруги на виході звукової карти і на вихід «штучного вуха».

Для проведення експерименту зберемо по черзі дві схеми.



*Рис.3.4 Схема експерименту з використанням шумоміра*



*Рис.3.5 Схема експерименту з використанням пристрою «штучне вухо»*

Процедура аудіометричного дослідження і вимірювання шуму значно ускладнюється тим, що на результати, отримані вимірювачем рівня звуку, впливають зовнішні шуми. Необхідно буде передбачити вплив шумів, що виходять з вулиці і з коридору корпусу (шум транспорту, листя на деревах,

розмови і кроки людей); також має місце механічний шум, створюваний комп'ютерним обладнанням, що знаходяться в приміщенні.

Щоб забезпечити підвищення точності тесту, ми повинні спочатку створити відповідну акустичну середу [14].

### 3.4.1 Калібрування програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням даних, виміряних за допомогою шумоміра



*Рис.3.6 Алгоритм калібрування програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням шумоміру*

У блоці «Підготовка до роботи» ми збираємо установку. Ми підключаємо телефонну гарнітуру до аудіовиходу системного блоку. Ми фіксуємо рівень гучності в комп'ютері і телефонах.



У другому блоці апаратно-програмного комплексу «тональний тест» дається звуковий сигнал зі зростаючим рівнем на різних частотах (125 ... 10000 Гц). Звук посилюється до тих пір, поки прогалина не зупинить його.

У блоці фіксації показань ми записуємо значення, отримані шумовим лічильником під час експерименту.

Кінець вимірювання. Ні - змінюється частота звукового сигналу. Якщо так, то ми нормалізуємо значення, отримані по  $2 \cdot 10^{-5}$  Па.

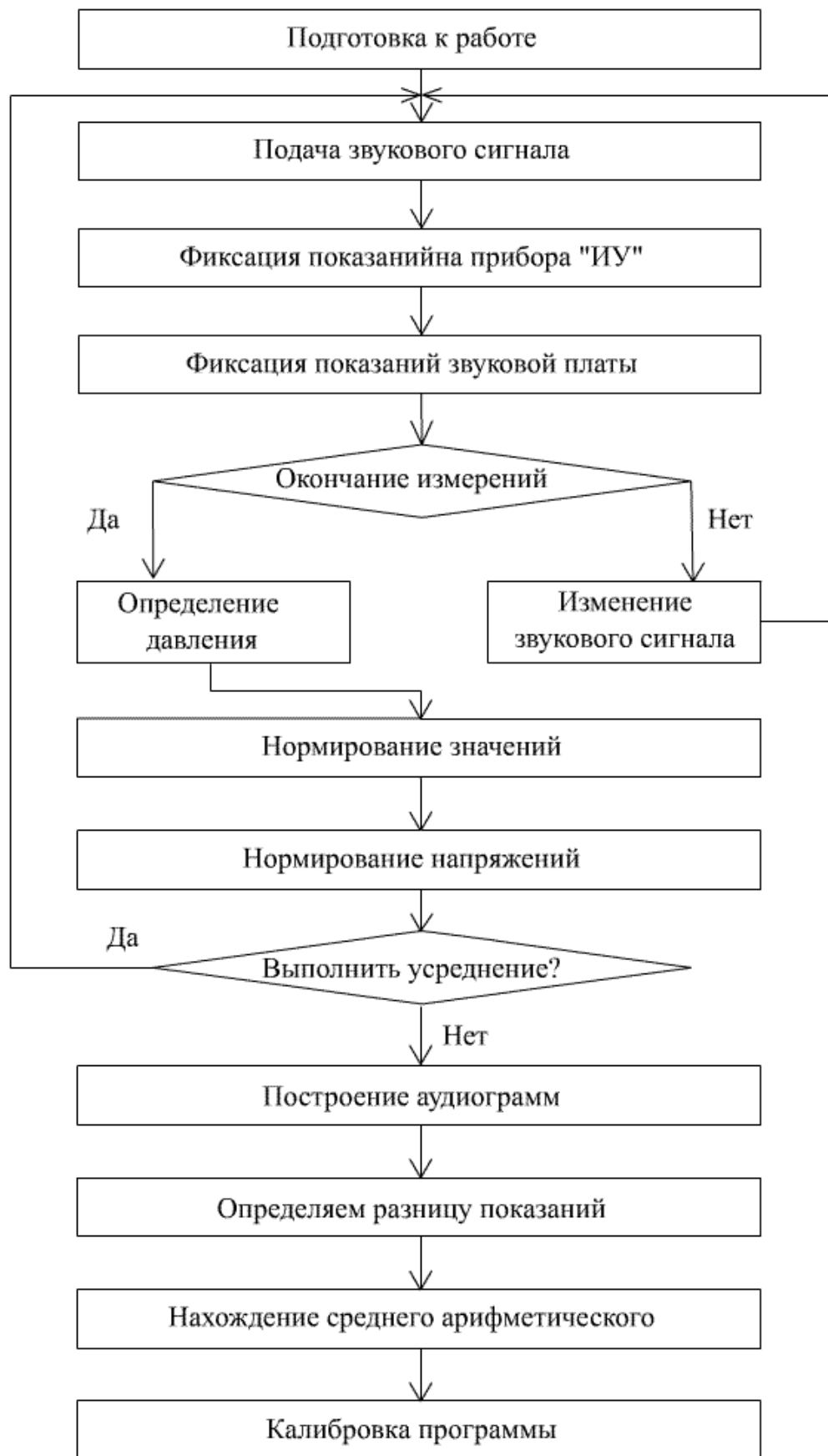
Якщо необхідно виконати усереднення значень аудіограми, взятих за допомогою програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» і вимірювача рівня звуку, ми перейдемо до етапу подачі звукового сигналу. Якщо немає, то необхідно аудіограму для правого і лівого каналів.

У наступному блоці ми визначимо різницю між показаннями програми і середніми значеннями рівня звукового рівня.

Знаходження середнього арифметичного значення. Для цього додамо усереднені значення, отримані програмою і вимірником рівня звуку, і розділимо на кількість виконаних експериментів. Таким чином, було визначено середнє значення відхилень між вимірами для кожного каналу.

При відніманні різниці отриманих значень пристрою «штучного вуха» з значень, отриманих програмою, таким чином ми наводимо ці результати до реальних значень, тобто калібруємо програму.

### **3.4.2 Калібрування програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням даних, виміряних за допомогою приладу «штучне вухо» типу ШВ-11**



*Рис.3.7 Калібрування програмно-апаратного комплексу «Тональний тест»  
з використанням приладу «штучне вухо»*

У першому і другому блоках, «підготовка до роботи» і «звуковий сигнал», а також в алгоритмі калібрування з використанням вимірювача рівня звуку, ми збираємо установку. Ми підключаємо телефонну гарнітуру до аудіовиходу системного блоку. Ми фіксуємо рівень гучності в комп'ютері і телефонах. Потім звучить звуковий сигнал зі збільшенням рівня на різних частотах.

На наступних двох етапах ми фіксуємо значення напруги на виході пристрою «штучне вухо» і на виході звукової карти.

Заблокуйте кінець вимірювання. Якщо відповідь негативна, то продовжуйте змінювати частоту звукового сигналу. Якщо так, то знання чутливості мікрофона «штучного вуха» визначає тиск, що створюється звуковими хвилями телефону.

У наступному блоці необхідно нормалізувати тиск, отримане для лівого і правого каналів щодо  $2 \cdot 10^{-5}$  Па. Ми також нормалізуємо напругу на виході «штучного вуха» щодо вихідної напруги звукової карти.

Згідно з отриманими даними, ми будуємо аудіограми для правого і лівого каналів.

У наступному блоці ми визначимо різницю між показаннями програми і середніми значеннями рівня звукового рівня.

Щоб знайти середнє арифметичне значення, додамо усереднені значення, отримані програмою і «штучним вухом», і розділимо на кількість виконаних експериментів. Таким чином, було визначено середнє значення відхилень між вимірами для кожного каналу.

Калібрування програми полягає в тому, що при відніманні різниці показань з значень, отриманих програмою, ми наводимо ці результати до реальних значень.

### 3.5 Фото вимірювальних установок

#### 3.5.1 Вимірювальна установка з використанням шумоміру



*Рис. 3.4 Фото вимірювальної установки з шумоміром*

### 3.5.2 Вимірювальна установка з використанням приладу «Штучне вухо» типу ШВ-11



*Рис. 3.4 Фото вимірювальної установки з використанням  
«Штучного вуха»*



*Рис. 3.4 Фото виміральної установки.*

На монітор виведені результати дослідження

### **3.6 Висновок до розділу 3**

Аудіограма - графік слухових відчуттів пацієнта. Ці відчуття можуть залежати як від самої людини, його загального стану, артеріального і внутрішньочерепного тиску, настрою і т. Д., Так і від зовнішніх факторів - атмосферних явищ, шуму в приміщенні, відволікаючих моментів і т. Д.

Для кожного вуха окремо вимірюють повітряну провідність (через навушники) і кісткову провідність (через кістковий вібратор, який розташовують позаду вуха).

Повітряна провідність - це безпосередньо слух пацієнта, а кісткова провідність - слух людини, виключаючи звукопровідне систему (зовнішнє і середнє вухо), її ще називають запасом равлики (внутрішнього вуха).

Кісткова провідність обумовлена тим, що кістки черепа вловлюють звукові вібрації, які надходять до внутрішнього вуха. Таким чином, якщо є перешкода в зовнішньому і середньому вусі (будь-які патологічні стани), то звукова хвиля досягає равлика завдяки кістковій провідності.

На бланку аудіограми найчастіше праве і ліве вухо зображені окремо і підписані (найчастіше праве вухо зліва, а ліве вухо справа), як на малюнках 2 і 3. Іноді обидва вуха відзначаються на одному бланку, їх розрізняють або кольором (праве вухо завжди червоним, а ліве - синім), або символами (праве кругом або квадратом (0 --- 0 --- 0), а ліве - хрестом (х --- х --- х)). Повітряну провідність завжди відзначають суцільною лінією, а кісткову - переривчастою.

По вертикалі відзначають рівень слуху (інтенсивність стимулу) в децибелах (дБ) з кроком в 5 або 10 дБ, зверху вниз, починаючи від -5 або -10, а закінчуючи 100 дБ, рідше 110 дБ, 120 дБ. По горизонталі відзначаються частоти, зліва направо, починаючи від 125 Гц, далі 250 Гц, 500 Гц, 1000 Гц (1 кГц), 2000 Гц (2 кГц), 4000 Гц (4 кГц), 6000 Гц (6 кГц), 8000 Гц (8 кГц) і т. Д., Можуть бути деякі варіації. На кожній частоті відзначається рівень слуху в децибелах, потім точки з'єднують, виходить графік. Чим вищий графік, тим кращий слух.

## **РОЗДІЛ 4**

### **ПОСТАНОВКА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО СЕАНСУ АУДИОМЕТРИЧНОГО ОБСТЕЖЕННЯ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРОГРАМНО-АПАРАТНОГО КОМПЛЕКСУ «ТОНАЛЬНИЙ ТЕСТ»**

#### **4.1 Інтерфейс програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» і його основні характеристики**

При першому запуску програми з'являється вікно конфігурації. У списку «Пристрій» ви повинні вибрати карту, яка поставляється разом з системою.

«Кількість тестових повторень» задає кількість повторень вимірювань на кожній частоті. Значення кінцевого рівня розраховується як середнє значення всіх вимірювань для даної частоти. Збільшення цього числа збільшує загальний час тестування. Для оптимальної швидкості дослідження можна використовувати одне повторення; для більш точних досліджень рекомендується принаймні три повторення.

«Приріст рівня» встановлює рівень приросту в децибелах. Як правило, в клінічних аудіометр використовується крок 5 дБ. Зменшення цього значення забезпечить більш точну аудіограму, але також збільшить час тестування.

У будь-який час ви можете змінити ці настройки, натиснувши кнопку в головному вікні програми (рисунк 4.1).



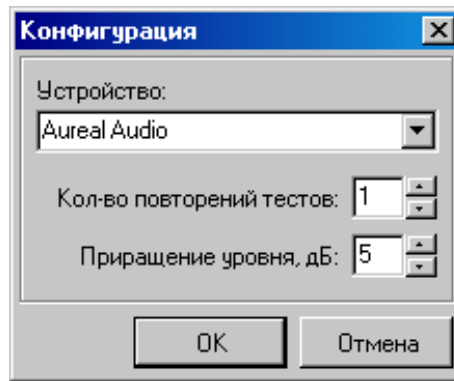


Рис. 4.1 Окно настроек программного пакета.

Якщо ваша система вже налаштована, з'явиться головне вікно програми. Перед початком дослідження ви повинні вибрати поточного пацієнта і встановити параметри для тесту і маскування сигналу. Давайте детально розглянемо призначення елементів управління на панелях «Test Signal» і «Masking Signal».

#### Тестовий сигнал

- **Диапазон** – задає діапазон тестових частот. У більшості випадків використовується діапазон 10 кГц;
- **Начало** – з якого вуха починати тестування;
- **Импульс** – довжина імпульсу в мс (1 ... 1000);
- **Нарастание** – фронт наростання сигналу в мс;
- **Спад** – фронт спадання сигналу в мс.

Співвідношення довжини імпульсу, наростання і спаду пояснені на малюнку 4.1 Дослідник може самостійно задавати тривалість подаються сигналів і формувати фронти їх наростання і спадання.

#### Маскуючий сигнал

- **Маскировка** – Л/П задає вухо, що маскується, Х – маскування не працює;
- **Уровень** – рівень маскируючого сигналу в дБ;
- **Диапазон шума** - діапазон маскуючого шуму в Гц (20 ... 20000).

Коли різниця в звуковому сприйнятті повітряної провідності між вухами складає більше 40 дБ, необхідно виконати маскування, тобто дати сигнал маскування краще слухового вуха, щоб уникнути наслідків повторного прослуховування. Для цього програма забезпечує подачу маскувальниками: при натисканні кнопки L сигнал посиляється в ліве вухо і при натисканні кнопки R на праве вухо. Параметри маскує сигналу (інтенсивність і спектральний склад налаштовуються з використанням параметрів «Рівень» та «Діапазон шуму». Використовується широкополосний білий шум або вузькосмуговий шум.

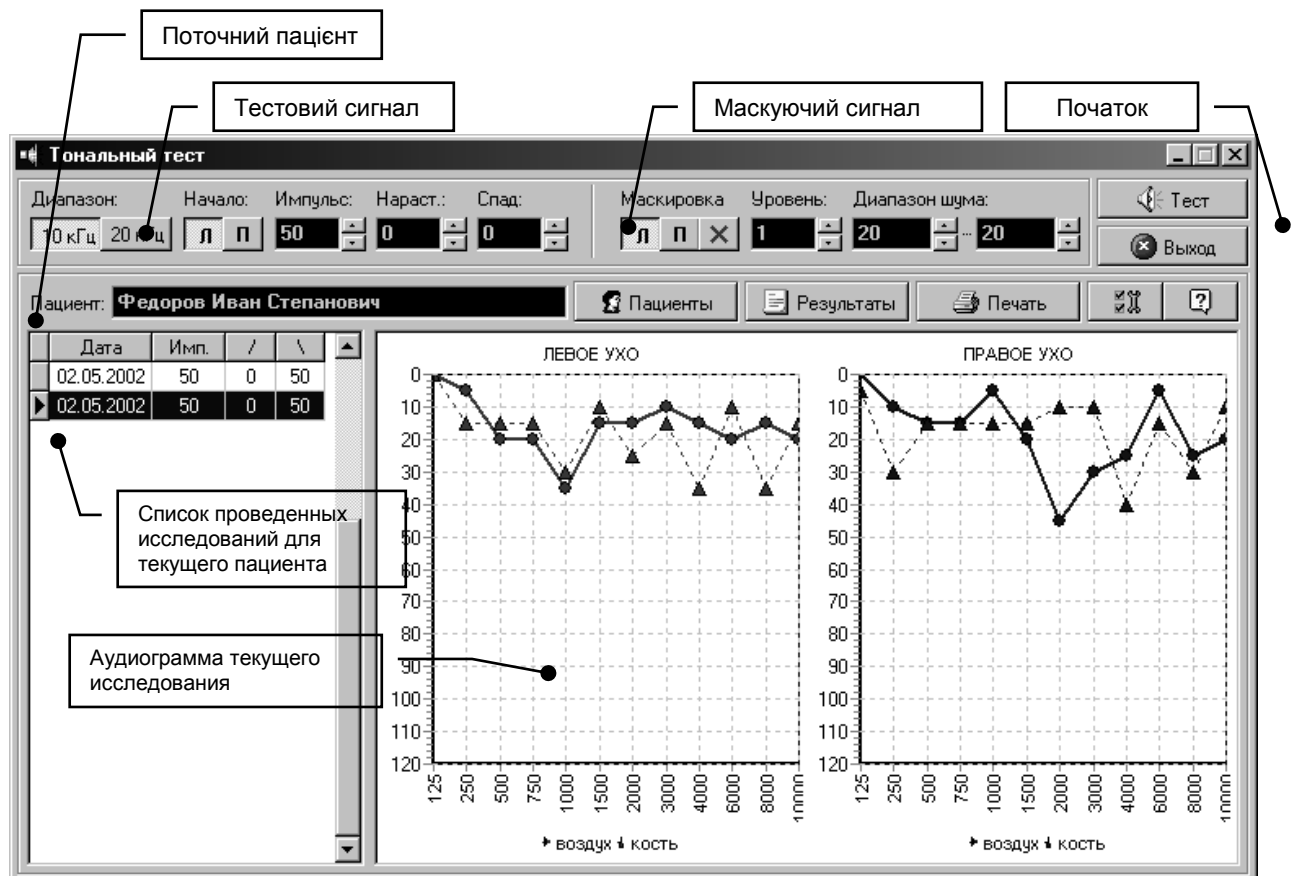


Рис. 4.3 Головне вікно програми

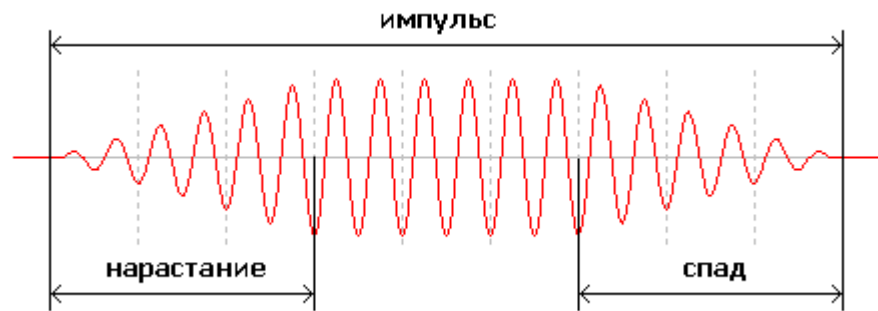


Рис. 4.4 Тестовий сигнал

Щоб вибрати поточного пацієнта, натисніть кнопку «Пацієнт». Буде показаний список всіх доступних в базі даних пацієнтів. Вам потрібно вибрати пацієнта, з яким буде проводитися дослідження. Якщо це новий пацієнт, ви можете ввести його в список і натиснути кнопку «Новий пацієнт». Обраний пацієнт стає поточним і відображається в головному вікні (рис 4.3). Результати дослідження будуть автоматично додані до цього пацієнта [11].

#### **4.2 Результати експериментальних досліджень програмно-апаратний комплекс «Тональний тест»**

При роботі з аудіотестом виберемо пацієнта з бази даних і, встановивши необхідний режим роботи, перейдемо до проведення тестування, для цього натиснувши кнопку «Тест».

Всього буде вироблено 4 тести, перед початком кожного з них висвічується повідомлення - див. рис. 4.1.1.

Порогова тональна аудіометрія кісткової провідності була нами проведена, так як кістковий телефон відсутній. Тому тести по кістковій провідності проводилися тільки програмою аудіотеста.

Перед початком кожного з цих тестів дослідник встановлював перемикачі комутатора каналів у відповідне положення. Перед тестами повітряної провідності обидва канали повинні бути в режимі «повітря», перед тестами кісткової провідності - активний канал в режимі «кістка».

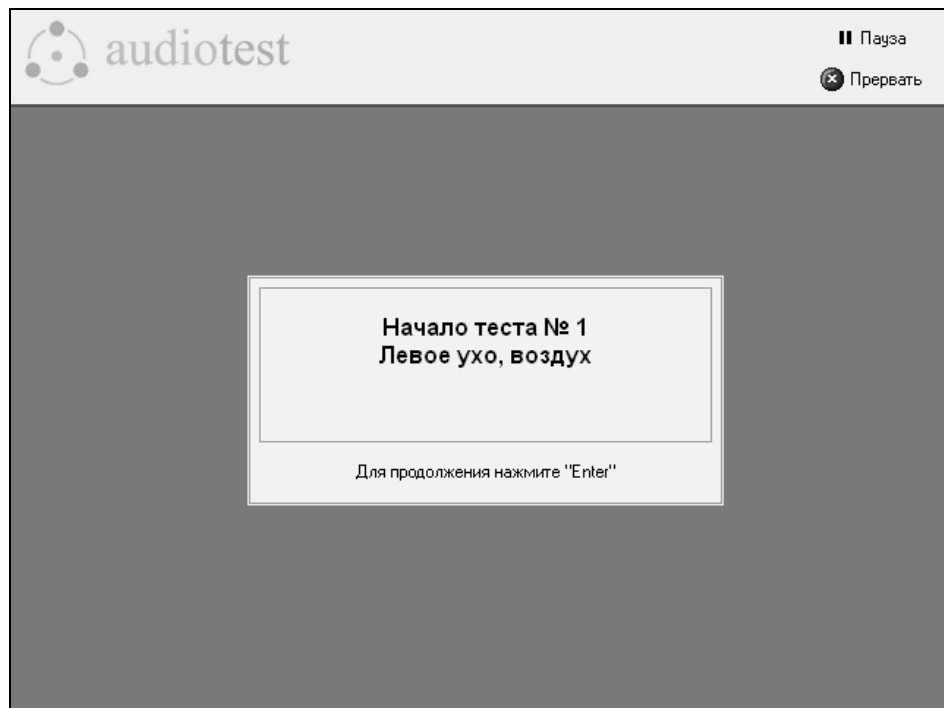


Рис 4.1.1. Вікно програми перед початком тесту.

Після натискання клавіші «Enter» в навушники пацієнта подається плавно наростаючий сигнал. Почувши його, пацієнт відповідав натисканням клавіші «Пропуск» (рис. 4.1.2). Перемикання частот здійснюється автоматично за заданою програмою. У будь-який момент можна перервати тестування без збереження результатів натисканням кнопки «Перервати».

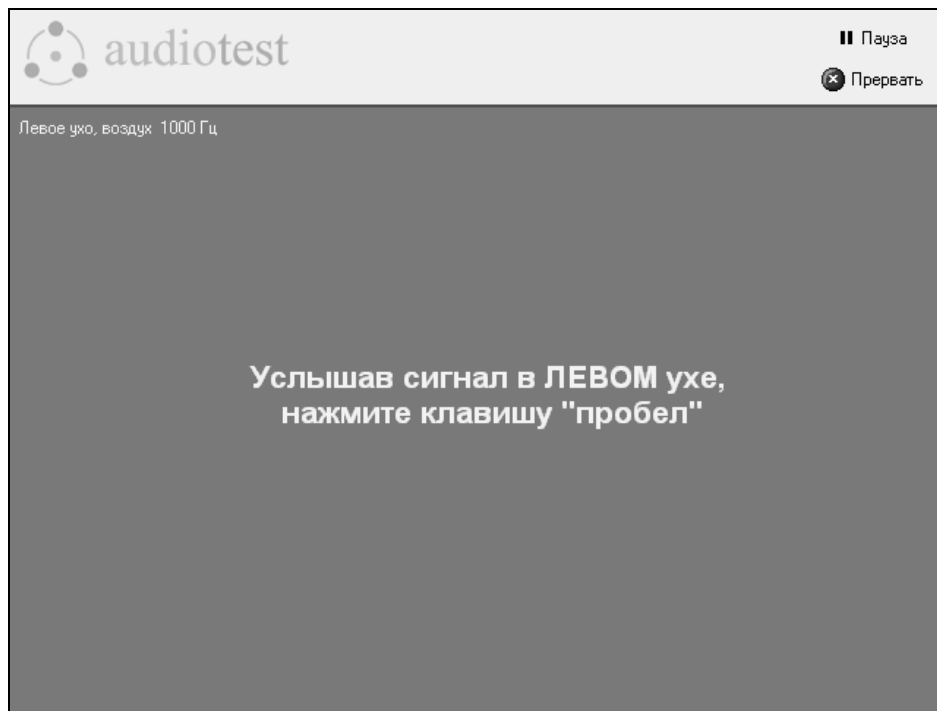


Рис. 4.1.2. Вікно тестування у режимі вимірювання

Аудіометричне дослідження починають з визначення порогу чутності тону частотою 1000 Гц тому, що цей тон частіше сприймається чіткіше, ніж інші. Звук плавно посилюють до тих пір, поки хворий шляхом натискання кнопки не покаже, що він чує сигнал.

Дослідження повторюють 2-3 рази і в разі стабільності показників відзначають на аудіограмі знайдений поріг сприйняття тону. Після цього за тією ж методикою переходять до визначення порогів чутності інших тонів, спочатку більш високих (2000-10000 Гц), а потім більш низьких (125-750 Гц).

Для скорочення часу обстеження можна вимірювати пороги чутності при заданому рівні маскує сигналу 1 дБ, діапазон маскує шуму 20 дБ.

Після закінчення одного сеансу тестування відкривається вікно з результатами дослідження у вигляді аудіограми (рис. 4.1.3).

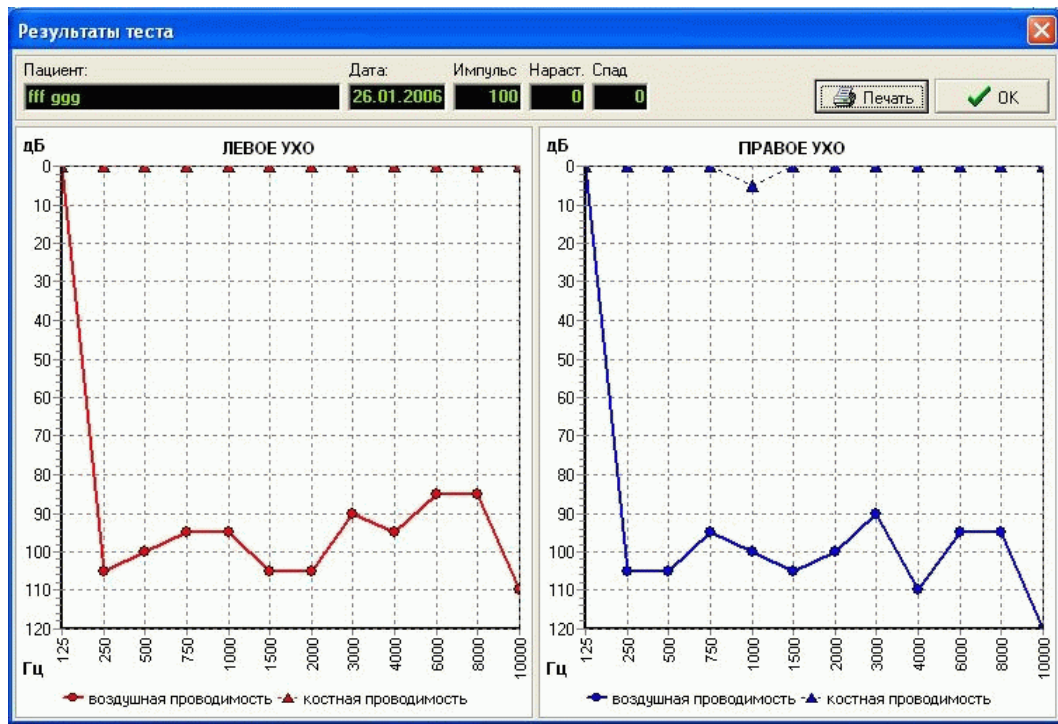


Рис. 4.1.3. Результати тестування.

#### 4.2.1 Дані, що отримані експериментально при дослідженні програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням шумоміру

Даний досвід був проведений 2 рази і усереднені дані вимірювань шумоміром і програмним продуктом надані відповідно в таблиці 4.1 і таблиці 4.2, що також відображено на графіках рис. 4.2.1 ... рис. 4.2.4.

*Таблиця 4.1 Усереднені значення аудіограми, знятої за допомогою програмного пакету «Тональний тест».*

Таблица 4.1

Частота, Гц	Рівень,л.	Рівень,п.
125	0	0
250	78	90
500	90	90
750	92	90
1000	95	100
1500	100	101
2000	98	93
3000	76	80
4000	80	81
6000	80	88
8000	86	90
10000	95	98

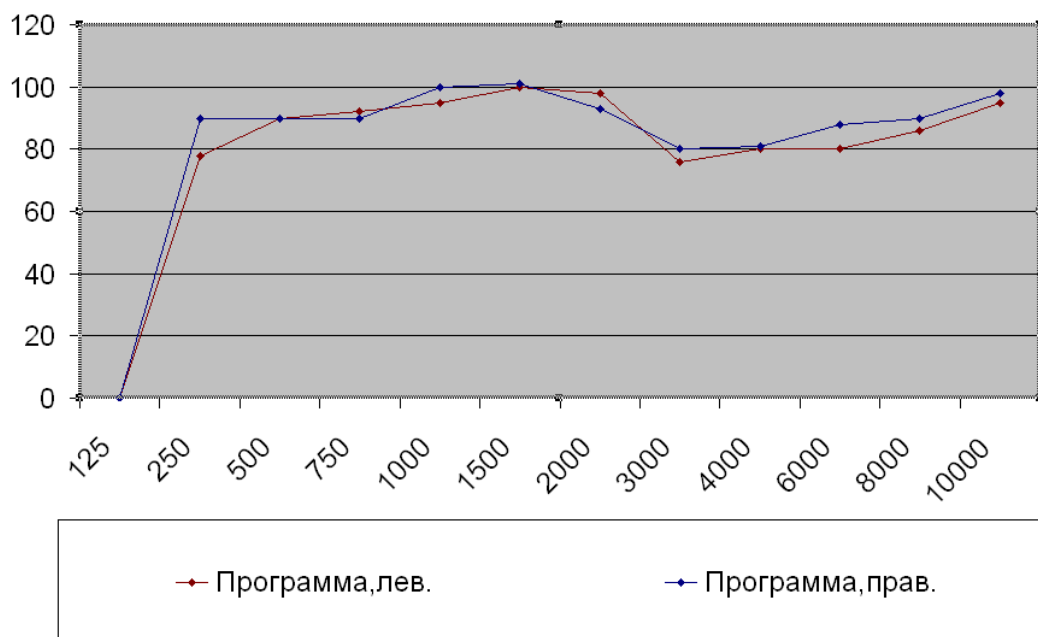


Рис. 4.2.2 Зависимость уровня сигнала от частоты для правого и левого канала

**Таблица 4.2** Усредненные значения аудиограммы , снятой при помощи программного пакета «Тональный тест» и шумомера.Таблица  
Таблица 4.2

Частота, Гц	Рівень,л.	Рівень,п.
125	55	50
250	58	55
500	47	53
750	49	47
1000	51	55
1500	52	57
2000	50	48
3000	47	46



4000	50	53
6000	43	48
8000	45	51
10000	50	58

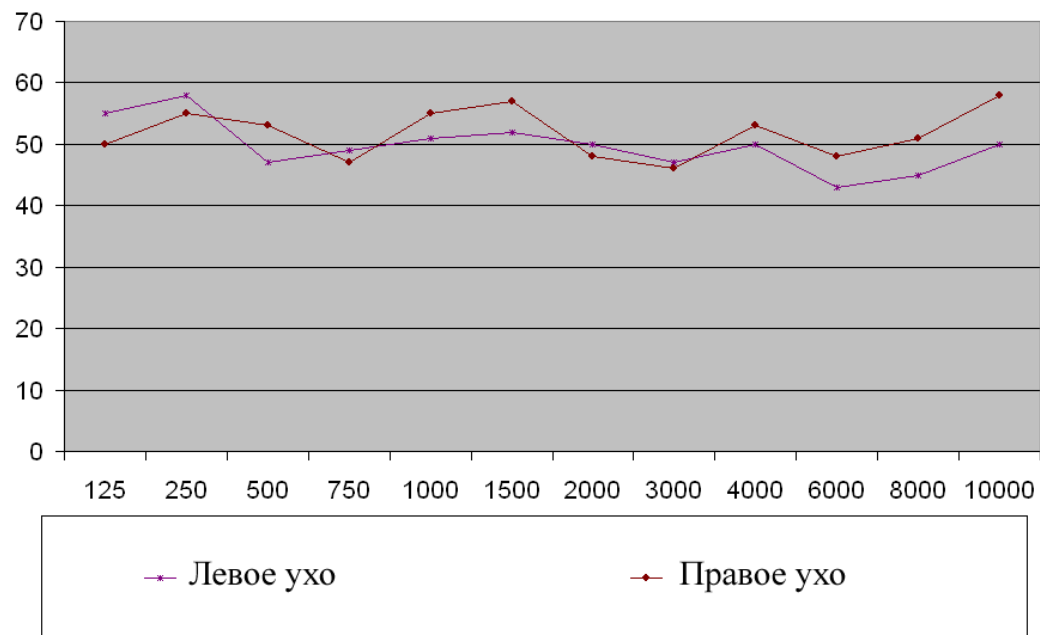


Рис. 4.2.3. Залежність рівня сигналу від частоти для лівого і правого вуха

#### **4.2.2 Дані, отримані експериментально при дослідженні програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням приладу «Штучне вухо» типу ШВ-11**

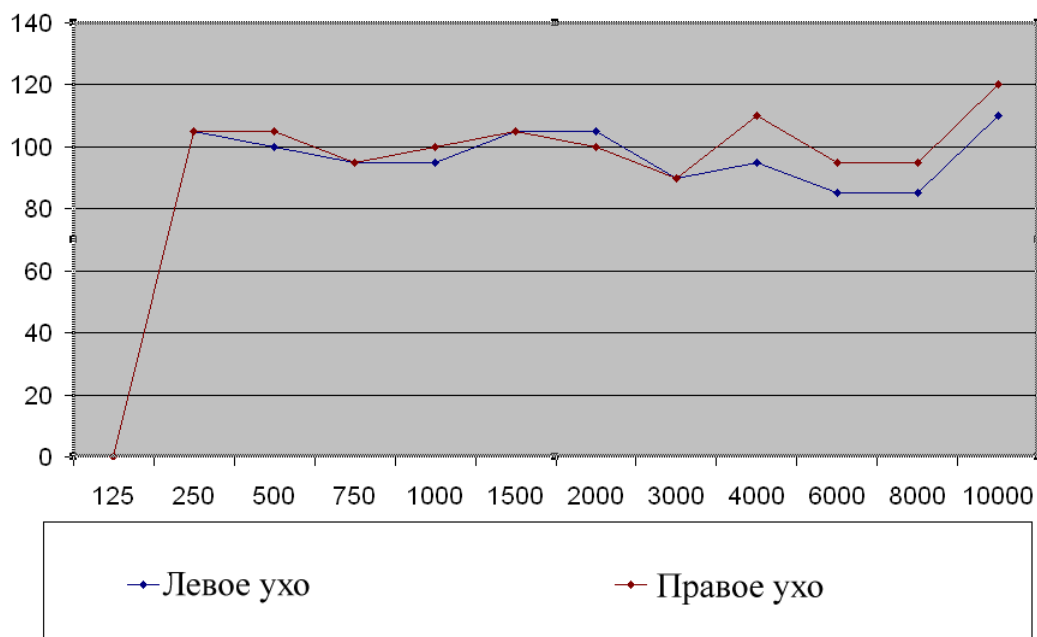
Даний досвід був проведений 2 рази і усереднені дані вимірювань приладом «штучне вухо» і програмним продуктом в таблицях, що також відображено на графіках.

*Таблиця 4.3 Усереднені значення аудіограми, знятої за допомогою програмного пакету «Тональний тест».*

Таблиця 4.3

Частота, Гц	Рівень,л.	Рівень,п.
125	0	0
250	105	105
500	100	105
750	95	95
1000	95	100
1500	105	105
2000	105	100
3000	95	90
4000	95	110
6000	85	95
8000	85	95

10000	110	120
-------	-----	-----



Мал. 4.2.5 Залежність рівня сигналу від частоти для лівого і правого вуха

*Таблиця 4.4 Усереднені значення аудіограми, знятої за допомогою програмного пакету «Тональний тест» і приладом «штучне вухо» (напряга на вході звукової карти)*

Таблиця 4.4

Частота, Гц	$U_{\text{вх}}, \text{В, лів.}$	$U_{\text{вх}}, \text{В, пр.}$
125	0,0294	0,0204
250	0,0246	0,0276
500	0,0183	0,0258
750	0,0099	0,009
1000	0,0102	0,018

1500	0,027	0,0264
2000	0,03	0,0162
3000	0,0072	0,0066
4000	0,0105	0,033
6000	0,0045	0,0105
8000	0,0045	0,0114
10000	0,033	0,0375

*Таблиця 4.5 Усереднені значення аудіограми, знятої за допомогою програмного пакету «Тональний тест» і приладом «штучне вухо» (напруга на виході зі штучного вуха).*

Таблиця 4.5

Частота, Гц	$U_{\text{вих}}, \text{В, л.}$	$U_{\text{вих}}, \text{В, п.}$
125	0,001225	0,001225
250	0,0012	0,0012
500	0,00115	0,00115
750	0,00105	0,001075
1000	0,0008875	0,00105
1500	0,00085	0,00095
2000	0,0008	0,0009
3000	0,000775	0,000825
4000	0,000525	0,0008

6000	0,0004	0,0006875
8000	0,000375	0,0006
10000	0,000375	0,0004

Побудови частотних характеристик в широкому діапазоні частот будемо виконувати в логарифмічному масштабі частот. Реєструємо зміни вихідної напруги на звуковій карті в дБ.  $U_{\text{вих}} = 20 \log U_{\text{вих}} (\text{В}) / U_{\text{вх}} (\text{В})$

Отримані результати запишемо в таблицю 4.6:

Таблица 4.6

Частота, Гц	$U_{\text{вих}}, \text{ дБ, л.}$	$U_{\text{вих}}, \text{ дБ, п.}$
125	-27,604	-24,429
250	-26,235	-27,234
500	-24,035	-27,018
750	-19,488	-18,456
1000	-21,208	-24,681
1500	-30,038	-28,877
2000	-31,480	-25,105
3000	-19,360	-18,061
4000	-26,020	-32,308
6000	-21,023	-23,678
8000	-21,583	-25,575
10000	-38,889	-39,439

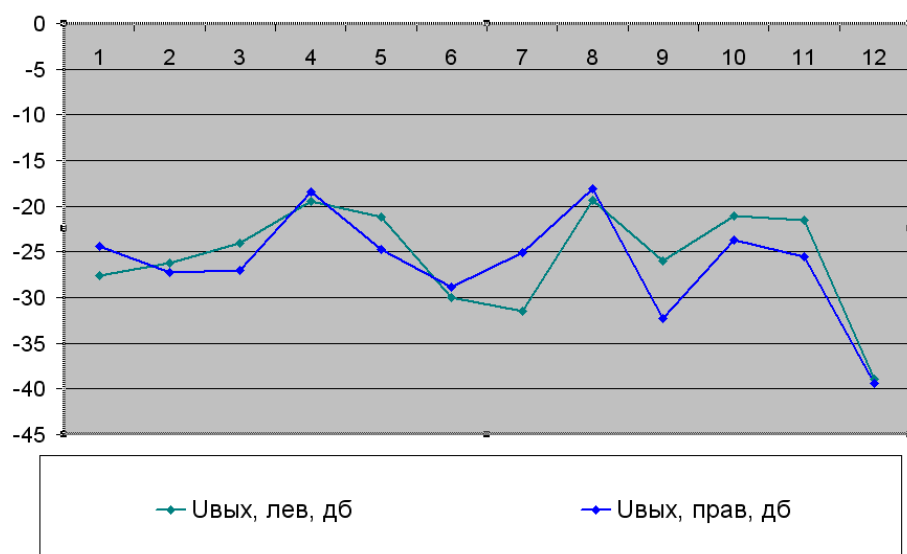


Рис. 4.2.7 Залежність напруги від частоти для правого і лівого каналів

Знаючи чутливість мікрофону в пристрої «штучне вухо», визначимо тиск, утворений звуковими хвилями з телефону.

$$P_{\text{вих}} = U_{\text{вих}} (\text{В}) / 0,12 (\text{В/Па})$$

Результати, які ми отримали, запишемо в таблицю 4.7:

Таблиця 4.7

Частота, Гц	$P_{\text{вих}}$ , Па, л.	$P_{\text{вих}}$ , Па, п.
125	0,0102	0,01020
250	0,01	0,01
500	0,00958	0,00958
750	0,00875	0,00895
1000	0,00739	0,00875
1500	0,00708	0,00791
2000	0,00666	0,0075
3000	0,00645	0,00687
4000	0,00437	0,00666
6000	0,00333	0,00572
8000	0,00312	0,005
10000	0,00312	0,00333

Нормуємо це тиск для лівого і правого каналу щодо  $2 \cdot 10^{-5}$  Па і результати занесемо в таблицю 4.8 .:

Таблица 4.8

Частота, Гц	$P_{\text{вих}}, \text{дБ, л.}$	$P_{\text{вих}}, \text{дБ, п.}$
125	60,179	60,179
250	60	60
500	59,630	59,630
750	58,840	59,044
1000	57,379	58,840
1500	57,004	57,970
2000	56,478	57,501
3000	56,202	56,745
4000	52,819	56,478
6000	50,457	55,161
8000	49,897	53,979
10000	49,897	50,457

Строим нормированные аудиограммы зависимости используя таблицы.



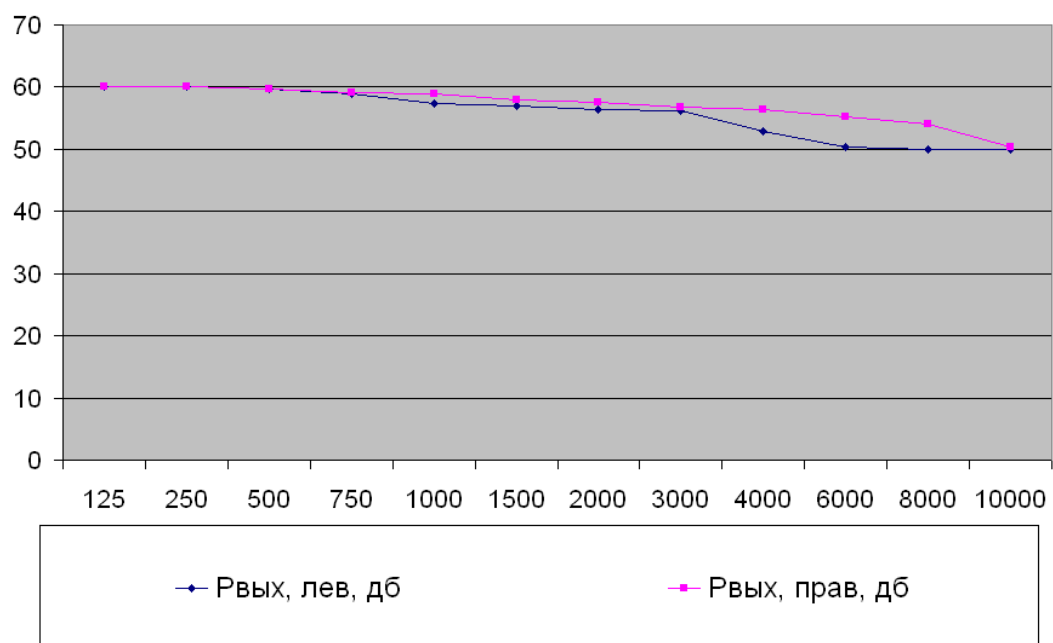


Рис. 4.2.8 Залежність тиску від частоти для лівого вуха

### 4.3 Анализ полученных результатов

Сведем данные полученные в пунктах 4.2.1 и 4.2.2 в одну таблицу, и проведем анализ.

Таблица 4.9

Частота	125	250	500	750	1000	1500
U <sub>вх</sub> , лев, В	0,0294	0,0246	0,0183	0,0099	0,0102	0,027
U <sub>вх</sub> , прав, В	0,0204	0,0276	0,0258	0,009	0,018	0,0264
U <sub>вих</sub> , лев, В	0,0012	0,0012	0,0011	0,001	0,0008	0,0008
U <sub>вих</sub> , лев, дБ	27,6042	26,2350	24,0350	19,4889	21,2086	30,0388
P <sub>вих</sub> , лев, Па	0,0102	0,01	0,0095	0,0087	0,0073	0,0070
P <sub>вих</sub> , лев, дБ	60,1790	60	59,6303	58,8401	57,3797	57,0047
U <sub>вих</sub> , прав, В	0,0012	0,0012	0,0011	0,0010	0,00105	0,00095
U <sub>вих</sub> , прав, дБ	24,4298	27,2345	27,0184	18,4566	24,6816	28,8776
P <sub>вих</sub> , прав, Па	0,0102	0,01	0,0095	0,0089	0,00875	0,0079
P <sub>вих</sub> , прав, дБ	60,1790	60	59,6303	59,0445	58,8401	57,9708
Программа, лів, дел	0	105	100	95	95	105
Программа, прав, дел	0	105	105	95	100	105
Шумомір, лів, дБ	55	58	47	49	51	52
Шумомір,	50	55	53	47	55	57

прав, дб						
----------	--	--	--	--	--	--

Продовження таблиці 4.9

Частота	2000	3000	4000	6000	8000	10000
U <sub>вх</sub> , лев, дел	100	24	35	15	15	110
U <sub>вх</sub> , лев, В	0,03	0,0072	0,0105	0,0045	0,0045	0,033
U <sub>вх</sub> , прав, дел	54	22	110	35	38	125
U <sub>вх</sub> , прав, В	0,0162	0,0066	0,033	0,0105	0,0114	0,0375
U <sub>вих</sub> , лев, дел	64	62	42	32	30	30
U <sub>вих</sub> , лев, В	0,0008	0,0007	0,0005	0,0004	0,00037	0,00037
U <sub>вих</sub> , лев, дб	31,4806	19,3606	26,0206	21,023	21,5836	38,8896
P <sub>вих</sub> , лев, Па	0,00666	0,0064	0,0043	0,0033	0,0031	0,0031
P <sub>вих</sub> , лев, дб	56,4781	56,2024	52,8195	50,4575	49,8970	49,8970
U <sub>вих</sub> , прав, дел	72	66	64	55	48	32
U <sub>вих</sub> , прав, В	0,0009	0,0008	0,0008	0,0006	0,0006	0,0004
U <sub>вих</sub> , прав, дб	25,1054	18,0618	32,3084	23,6783	25,5750	39,4394
P <sub>вих</sub> , прав, Па	0,0075	0,0068	0,0066	0,0057	0,005	0,0033
P <sub>вих</sub> , прав, дб	57,5012	56,7454	56,4781	55,1618	53,9794	50,4575749
Програма, лів, дел	105	90	95	85	85	110
Програма, прав, дел	100	90	110	95	95	120
Шумомір, лів, дб	50	47	50	43	45	50
Шумомір, прав, дб	48	46	53	48	51	58

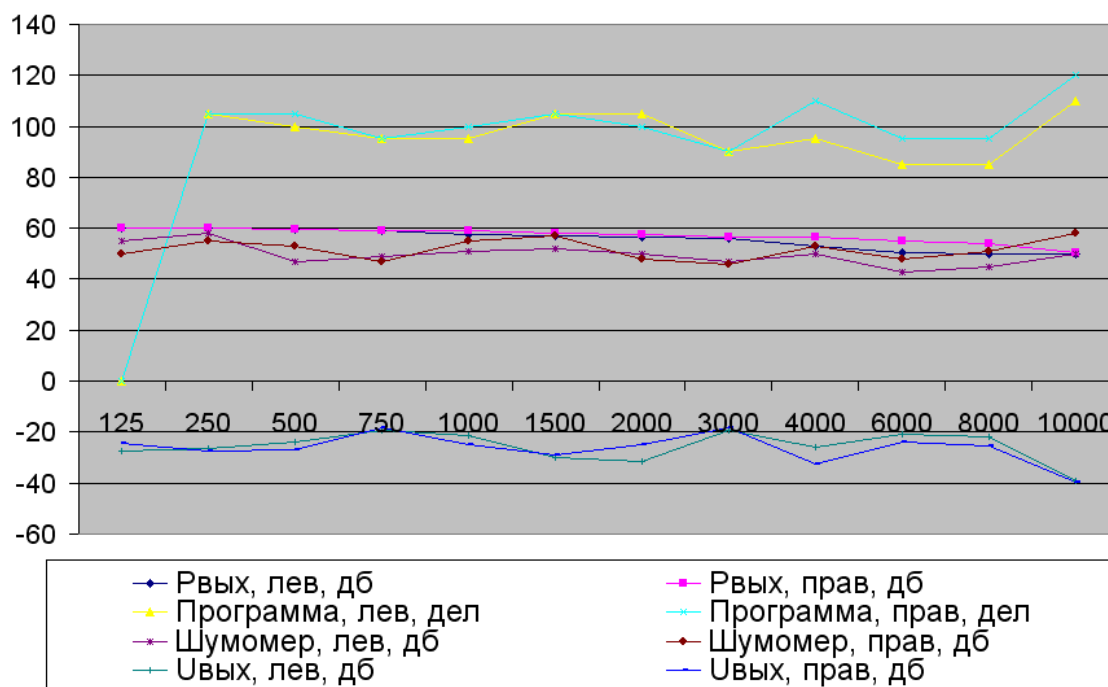


Рис. 4.2.10 Дані, отримані експериментально при дослідженні програмно-апаратного комплексу «Тональний тест» з використанням приладу «штучне вухо» типу ШВ-11

Показання в експерименті, отримані з використанням вимірювача рівня звуку і пристрої «штучного вуха», практично збігаються. Це означає, що експеримент був виконаний правильно, і значення були правильно виміряні.

#### 4.4. Калібрування апаратно-програмного комплексу «тонний тест»

скільки дані, які відображаються в програмному комплексі «тонний тест», були отримані під час відсутності калібрування, щоб отримати достовірність результатів, необхідно виконати наступні розрахунки:

- знайти абсолютне відхилення для лівого і правого каналів. Для цього додайте усереднені значення для вимірювача рівня звуку і штучного вуха і розділіть отримане значення на кількість виконаних експериментів. Обчисліть акустичну помилку для правого і лівого каналів. Результати, які ми пишемо в таблиці 4.10.

Таблиця 4.10

Частота, Гц	Абсол. отклон., лев., дб	Абсол. отклон., прав., дб	Погр., акуст, лев., %	Погр., акуст, прав., %
250	46	47,5	7	8
500	46,68	48,68	5	6
750	41,07	41,97	16	19
1000	40,81	43,07	17	17
1500	50,49	47,51	2	8
2000	51,76	47,24	4	9
3000	38,39	38,62	22	25
4000	43,59	55,26	11	5
6000	38,27	43,41	22	16
8000	37,55	42,51	24	18
10000	60,05	65,77	21	26

- за отриманими даними таблиці 4.10 будемо для кожного каналу.

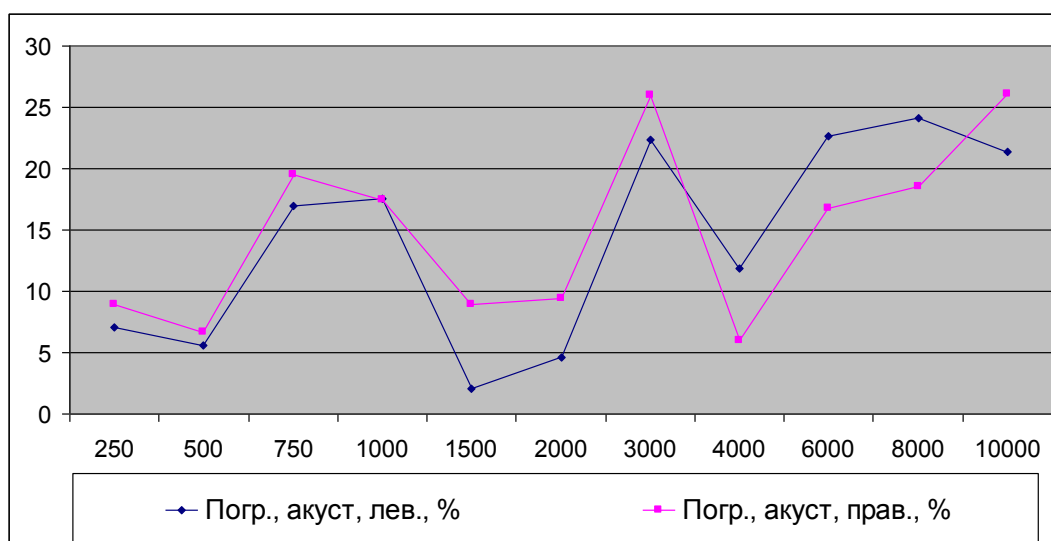


Рис. 4.2.11 Похибки для лівого і правого каналів.

- порахуємо похибку напружень. Утворені результати занесемо в таблицю 4.11.

Таблиця 4.11

Частота, Гц	Симетрія по напр., лев., дБ	Симетрія по напр., прав., дБ	Межа., напр, лів., %	Межа., напр., прав., %
250	39,38	38,88	0,377	6,257
500	37,98	38,99	3,919	5,996
750	37,75	38,27	4,493	7,730
1000	36,89	37,65	6,668	9,207
1500	37,48	38,06	5,188	8,237
2000	36,75	37,44	7,012	9,718
3000	35,31	35,96	10,654	13,281
4000	34,48	38,84	12,754	6,346
6000	31,98	35,66	19,081	14,024
8000	31,708	34,712	19,790	16,311
10000	35,555	40,280	10,059	2,887

- по полученным данным таблицы 4.11 строим для каждого канала.

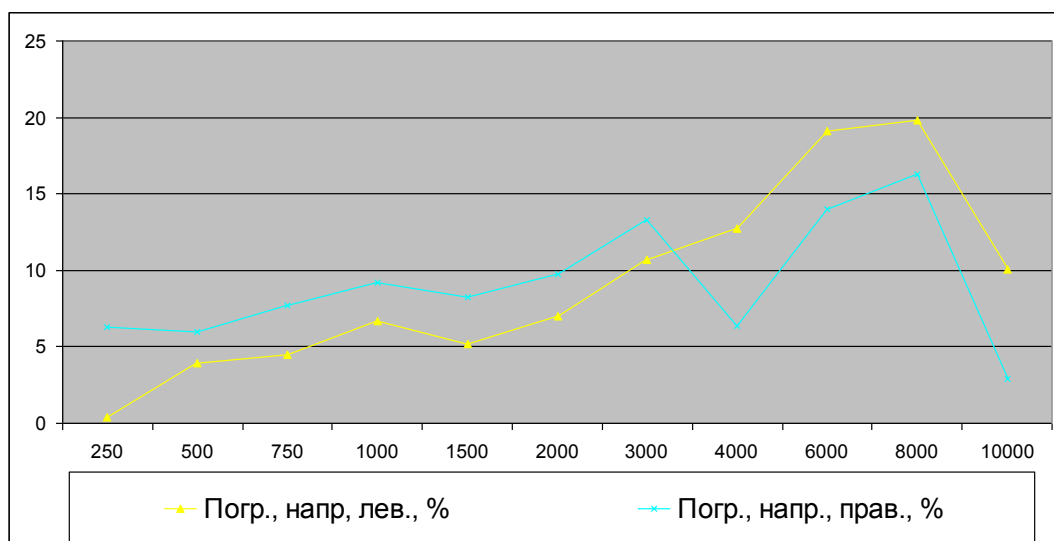


Рис. 4.2.12 Похибка напруг для правого і лівого каналів

- визначення різниці між показаннями програмного продукту і приладу «штучне вухо», результати заносимо в таблицю 4.12.

Таблиця 4.12

Частота, Гц	Рівень,л.	Рівень,п.
125	57	55
250	46	47
500	46	48
750	41	41
1000	40	43
1500	50	47
2000	51	47
3000	38	38
4000	43	55
6000	38	43
8000	37	42
10000	60	65

- визначаємо середнє значення відхилення між вимірами для кожного каналу, результати заносимо в таблицю 4.13. При відніманні даної різниці з значень, отриманих в програмному комплексі «Тональний тест», ми наводимо ці результати до реальних значень. Таким чином проводиться калібрування програмного комплексу «Тональний тест», що дозволяє вирішувати питання, пов'язані зі зняттям аудіограм.

Таблиця 4.13



Середнє каліброване значення для лівого каналу, дБ	49
Середнє каліброване значення для правого каналу, дБ	52

- за отриманими даними таблиці 4.12 і таблиці 4.13 будують графіки із зазначенням відхилення між вимірами для кожного каналу.

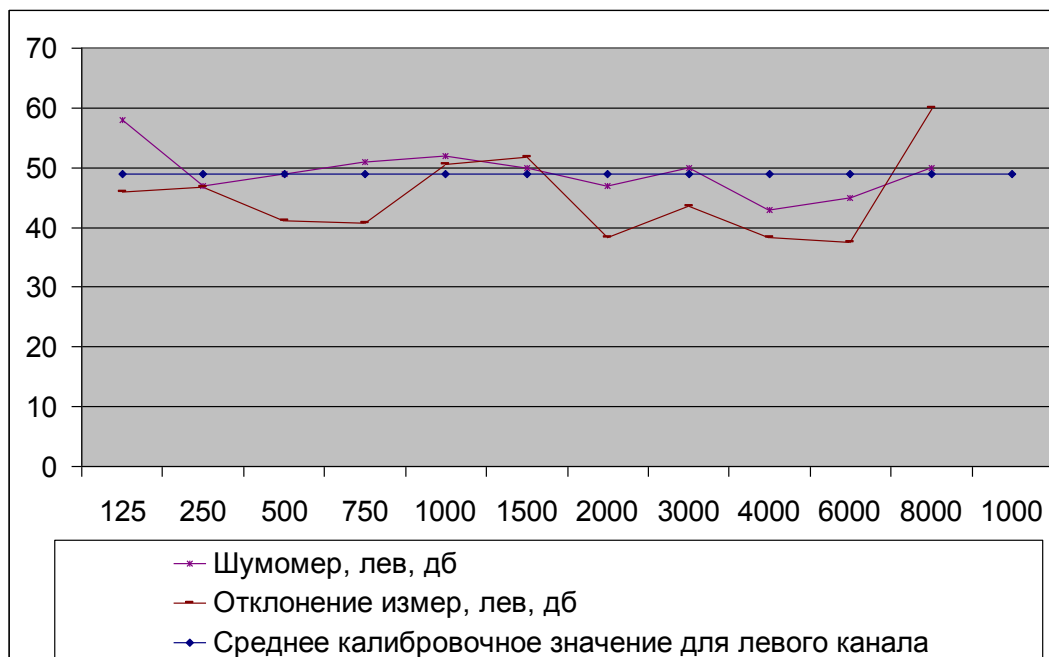


Рис. 4.2.13 Відхилення між вимірами для лівого каналу

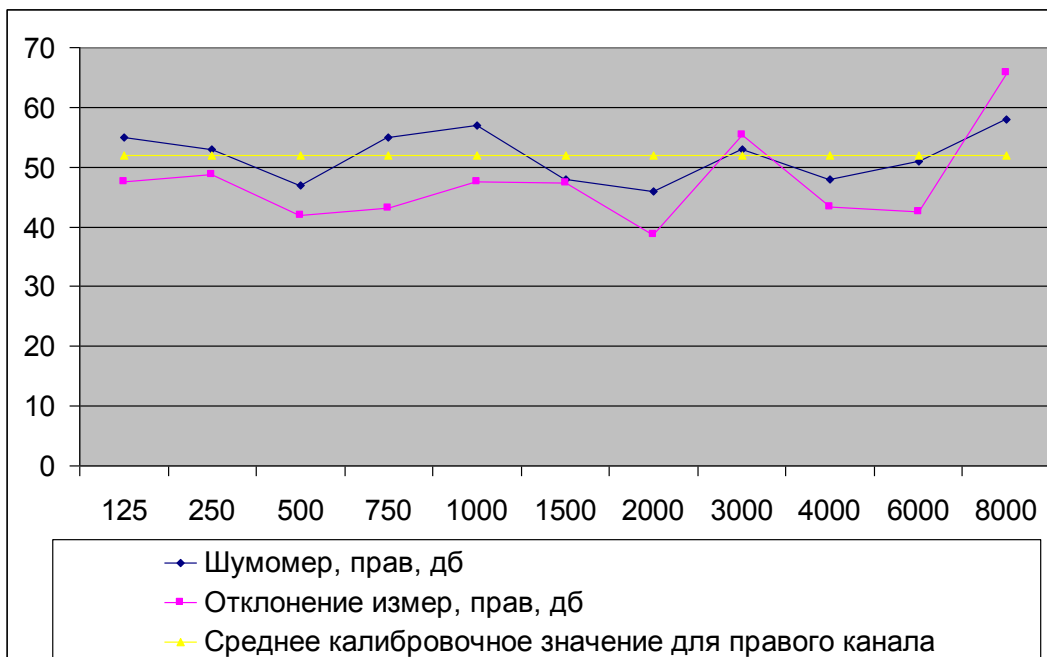


Рис. 4.2.14 Відхилення між вимірами для правого каналу

#### 4.5 Фактори, що впливали на точність проведення експерименту

Першим і найважливішим чинником, що впливає на неточність результатів, є шум. Шум несприятливо впливає на роботу в не виробничих умовах, знижує точність результатів.

Шум впливає на продуктивність тесту:

- фоновий шум, що створюється системою охолодження блоку комп'ютерної системи);
- шумовий вплив з вулиці на акустичну обстановку в приміщенні (шумовий вплив з вулиці на акустичну ситуацію в приміщенні);
- вплив шуму з коридору;

На точність експерименту впливає регулювання гучності гарнітури і регулятора гучності Windows. Під час тесту вони повинні бути зафіксовані в

певній позиції. Також необхідно враховувати тип звукової карти, розташованої в системному блоці комп'ютера.

При складанні програмного і апаратного комплексу я не перевіряв ідентичність телефонних гарнітур. Необхідно було також враховувати вплив спліттера. Оскільки наша структура не є жорсткою, додамо до чинників деякий шум, який виникає, коли вимірювальний зонд вимірювача рівня звуку з телефонною гарнітурою зник.

#### **4.6 Рекомендації по використанню програмно-апаратного комплексу «Тональний тест»**

Калібрований відповідно до пропонованої методології, апаратно-програмний комплекс «Tone Test» може працювати як пристрій для вимірювання аудіограм. Для цього необхідно встановити програмно-апаратний комплекс в звукоізольованій кімнаті. Це захистить нашу структуру від шуму. Також необхідно забезпечити уніфікацію налаштувань системного блоку. Ці вимоги включають в себе: звукову карту того ж типу, ідентичні телефонні гарнітури і однаковий рівень гучності в операційній системі. До переваг цього пристрою відносяться:

- висока дешевизна, тому що апаратний комплекс «Tone Test» може працювати на всіх версіях MS Windows вище MS Windows 95, включаючи його. Мінімальні вимоги до обладнання - конфігурація i486 DX4-100 з 8 МБ RAM;

- здатність підтримувати базу даних пацієнтів в електронній формі, що значно спрощує її переносимість;

- можливість відображення інформації на різних пристроях для створення суцільної копії результатів опитування;

- можливість оперативної обробки і порівняння результатів.

## РОЗДІЛ 5

### СТАРТАП-ПРОЕКТ

Стартап - це будь-який вид бізнесу, відмінність якого виражається в постачанні на ринок товарів або послуг новим, ще не використаним раніше методом, при умові його законності.

Основа для нього - це ідея, її актуальність і унікальність, разом з виконанням і фінансуванням. Що в підсумку і може забезпечити успішність бізнес проекту.

Поява стартапів і можливість їх реалізації, перетворення їх в бізнес-проект, що приносить прибуток, - ознака розвитку сучасного бізнес-мислення. Завдяки реалізації такого роду проектів на зміну існуючого покоління підприємців приходять молоде, з новими креативними ідеями для ринку послуг і товарів.

Далі послідовно проаналізовано та подано у вигляді таблиць: зміст ідеї; можливі напрямки застосування; основні переваги, які може отримати користувач товару та чим відрізняється від існуючих аналогів та замінників.

Таблиця 5.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Створення веб-інтерфейсу для автоматичного пошуку та купівлі квитків на літак/поїзд за заданими параметрами	Розваги, подорожі, відрядження	Придбання електронних квитків передбачає максимальну зручність для користувача – купівля можливості відвідати будь-яку точку світу вживу, не покидаючи робочого місця.
	Обмін/передача квитків між користувачами з умовами суворої модерації	Спрощена процедура оформлення та переоформлення проїзних документів

	Продаж реклами на сайті	Можливість налаштувати індивідуальний таргетинг – підбір цільової аудиторії для обраної категорії електронних товарів
--	-------------------------	---

Таблиця 5.2 Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№ п/ п	Техніко-економічні характеристики ідеї	Товари конкурентів			W (слабка сторона)	N (нейтральна сторона)	S (сильна сторона)
		Мій проект	WAG	Euroformat-road			
1	Доступ до ресурсів	Обмежений	Необмежений	Необмежений	Тимчасово відсутня можливість технічного апгрейду сайту для максимізації кількості одночасних користувачів	Набута база авіа, залізничних та інших транспортних компаній	Наявність дипломованих інженерівпрограминого забезпечення, а також креативної складової команди.
2	Постійні витрати	Значні	Значні	Значні	Необхідні достатньо великі капіталовкладення для реклами та безперебійної роботи сайту	Детальний аналіз майбутніх можливостей	Мінімальні витрати на оренду офісу для невеликої команди
3	Висока конверсія придбаних квитків	1000 грн	2000 грн	2500 грн	Низький відсоток відвідувачів	Оптимальне співвідношення час/витрачені сили	Високий чистий прибуток для фірми

## 5.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Таблиця 5.3 Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Придбання квитків на поїзд	Автоматизований технологічний процес з необхідним ручним початковим управлінням	Наявна	Доступна
2	Придбання квитків на поїзд	Автоматизований технологічний процес з необхідним ручним початковим управлінням	Наявна	Доступна
3	Продаж реклами	Автоматизований технологічний процес з необхідним ручним початковим управлінням	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: За рахунок розробок у сфері інженерії програмного забезпечення, більша гнучкість та ще більша зручність у роботі з сайтом, як з back-end, так і з front-end				

## 5.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Таблиця 5.4 Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	10
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од.	200000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
4	Наявність обмежень для входу (характер обмежень)	Відсутні
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку),%	60%

Таблиця 5.5 Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Відсутність технічних навичок у користувачів	Випускники та студенти гуманітарних та лікарських спеціальностей	Матеріальний стан, бажання	Гнучкість та варіабельність замовлення
2	Відсутність бажання власноруч відслідковувати та купляти квитки	Клас людей з високим рівнем доходів та мінімальною кількістю часу	Соціальний статус	Максимально мало витраченого на конкретну дію часу

Таблиця 5.6 Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Економічний	Економічний стан країни-виробника	Зміна країни-виробника
2	Конкуренція	Ім'я конкурентів є більше відомим на ринку	Проведення потужної рекламної кампанії
3	Політичний	Політична ситуація країни-виробника	Зміна країни виробника

Таблиця 5.7 Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Глобальне підвищення цін на квитки, при сталій ціні реалізаторів	У період, коли конкуренція не буде стрімко рости, а буде прогресувати дуже плано, треба вкладати максимум фінансів в рекламу	Сприяння підвищенню цін
2	Можливість розширення ринку та продаж квитків на транспорт або концерти	Завжди є куди рости, особливо якщо компанія має добру славу	Підвищення кількості працівників, заробітної платні, швидкості роботи.

Таблиця 5.8 Ступеневий аналіз конкуренції на ринку



Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції: чиста	На ринку не існує агрегаторів квитків	Європейське та американське клієнтоорієнтування
2. Рівень конкурентної боротьби: міжнародний	Головні конкуренти знаходяться на ринку Європи	Орієнтуватися на ринок України та США для здобуття об'єму капіталу, що буде достатній для впевненої конкуренції на чужому ринку
3.Галузева ознака: міжгалузева	Використання у різних галузях	Вкладання грошей у рекламу для трансформації її в стан “вірусної”
4. Конкуренція за видами товарів: товарно-видова	Конкуренція відбувається між компаніями, які розроблюють однакові продукти, але при різному відношенні ціна/якість	Зберігати тенденцію на збільшення якості
5. Характер конкурентних переваг: нецінова	Головним критерієм конкуренції наразі є показник швидкості роботи	Мотивації та заохочення для співробітників
6. Інтенсивність: не марочна	Найголовніший критерій – швидкість роботи та унікальність сервісу	Внести конкуренцію за ціною

Таблиця 5.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	-	booking busfor cheapflight	-	Всі верстви населення	Паперові квитки в касах

Таблиця 5.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ n/n	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння)
1.	Унікальність	Хабова система придбання квитків на будь-який вид транспорту
2.	Продуктивність	Мінімально необхідна кількість часу для придбання одного квитка

Таблиця 5.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

№ n/n	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з booking						
			-3	-2	-1	0	1	2	3
1.	Собівартість	20							+3
2.	Продуктивність	20		-3					
3.	Надійність	19			-1				

Таблиця 5.12 SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: Продуктивність	Слабкі сторони: Новачок на ринку
Можливості: Вихід на європейський, потім на американський, а згодом на азійський ринок	Загрози: Недобросовісна конкуренція

Таблиця 5.13 Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Загарбник	Дуже висока	1 рік

Таблиця 5.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

<i>№ n/n</i>	<i>Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів</i>	<i>Готовність споживачів сприйняти продукт</i>	<i>Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)</i>	<i>Інтенсивність конкуренції в сегменті</i>	<i>Простота входу у сегмент</i>
1.	Державний сектор	Ні	Ні	відсутня	-
2.	Приватний сектор	Так	+	низька	+

Таблиця 5.15. Визначення базової стратегії розвитку

<i>№ n/n</i>	<i>Обрана альтернатива розвитку проекту</i>	<i>Стратегія охоплення ринку</i>	<i>Ключові конкурентос- проможні позиції до обраної альтернативи</i>	<i>Базова стратегія розвитку</i>
1.	Індивідуалізм	Стратегія агресивного маркетингу	Адаптація до вимог ринку Шляхом нав'язування своїх послуг, “вірус”	Стратегія маркетингу

Таблиця 5.16. Визначення базової стратегії розвитку

<i>№ n/n</i>	<i>Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?</i>	<i>Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?</i>	<i>Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?</i>	<i>Стратегія конку-рентної поведінки</i>
1.	Не є першопрохідцем на ринку	Пошук нових, використання існуючих	Унікальність послуг	Стратегія агресивного маркетингу

Таблиця 5.17. Визначення стратегії позиціонування

<i>№ n/n</i>	<i>Вимоги до товару цільової аудиторії</i>	<i>Базова стратегія розвитку</i>	<i>Ключові конкуренто- спроможні позиції власного стартап- проекту</i>	<i>Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту</i>
1.	Продуктивність	Стратегія спеціалізації	Продуктивна	Висока швидкодія роботи
2.	Надійність	Стратегія спеціалізації	Якість	Висока надійність роботи
3.	Гнучкість	Стратегія спеціалізації	Адаптивність	Висока спроможність адаптовуватись

## 5.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Таблиця 5.18 Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами
1	Пришвидшення процесу пошуку квитків	Швидкість доставки та унікальність доставленого товару	Основною перевагою серед конкурентами є привабливий дизайн, сильна реклама та швидкість роботи

Таблиця 5.19 Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Продукт використовується для придбання квитків		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх/Тл/У/Ор
	1. Ефективність	М	Тх
	2. Широкий асортимент	М	Тх
	Якість: висока		
	Пакування: цифрова доставка		
	Марка: ticketsniffer.ua		
III. Товар із підкріпленням	Гарантія якості		
	Підтримка користувача		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: персональна ліцензія			

№ п/п	Рівень цін на товари замітники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1.	400-1800 uah (автобус, маршрутка)	500-1900 uah	1500-5000 \$	100-1000 \$

Таблиця 5.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1.	Продаж	Повний супровід товару до замовника	Нульового рівня	Безпосередній (прямий)

Висновки: основним каналом збуту є продаж товару. На старті компанії очікуються відносно невеликі об'єми виробництва, тому на даному етапі можливо обійтись без посередників, і продавати товар напряму клієнтам. Саме тому було обрано нульовий рівень глибини каналу збуту та пряму систему збуту.

Таблиця 5.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комуні- кацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціону- вання	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1.	Розвиток технологій і нестача часу спонукає споживача до звернення на подібні сайти	Реклама SMM Відео-інструкції по придбанню квитків на youtube.com	Висока продукти- вність та надійність Легкість у користуванні	Спростити життя покупцям за рахунок здобутого їми вільного часу	Демон- страція можли- востей даної системи та принцип її викори- стання

Висновки: маркетингова кампанія відбувається за рахунок соціальних мереж та цільових рекламних кампаніях. Метою даних оголошень є донести усі перспективи та можливості даної системи для користувача.

## **5.6. Висновок до розділу 5.**

Був проведений глобальний маркетинговий аналіз концепції студентського стартап-проекту. Після детального заглиблення у предмет дослідження, поступово стає видно логічний зв'язок між елементами такої складної конструкції, як бізнес. Задля успіху у сфері ведення бізнесу необхідно докладати максимум зусиль, як матеріальних, так і моральних. Спочатку було висвітлено зміст ідеї проекту, були розглянуті ризики реалізації продукції. Аналіз сильних та слабких сторін дають можливість визначити аспекти, на які слід зробити акцент.

Також, було виконано технічний аудит проекту. Були визначені технології, які будуть використовуватися. Наразі вони є в загальному доступі для всіх, але інструментарій у руках користувача не дасть йому більше, ніж він уміє.

Аналіз аспектів ринку продемонстрував, що імплементація проекту можлива в реальних умовах, проте слід враховувати конкуренцію, яка присутня майже у всіх доступних сферах. Для уникнення провалу проекту, потрібно провести потужну рекламну кампанію, в якій донести до споживача усі переваги даного проекту, та необхідність обрати саме запропонований продукт.

## ВИСНОВКИ

Діагностика слуху і стану середнього вуха може бути суб'єктивною (аудіометрія) і об'єктивною (імпедансометрія, аудіотест). Суб'єктивні методи проводяться при взаємодії лікаря і пацієнта, в процесі дослідження реєструється реакція на різні звуки. Об'єктивні методи не вимагають участі пацієнта і не залежать від його умовної реакції.

Аудіометрія (тональна порогова аудіометрія) - метод діагностики порушень слуху. В ході дослідження оцінюється здатність сприймати звукові стимули на різних частотах, з різною інтенсивністю. Через навушники подаються сигнали, коли пацієнт чує звук, він натискає на кнопку аудіометру. В кінці дослідження будується графік, на якому відображена чутливість до різних звукових сигналів. Аудіометрія виявляє ступінь зниження слуху, частотний діапазон, дозволяє визначити, в чому саме проблема: в звукопроведенні або звуковоспіятті. Це дослідження можна проводити дітям старше 3,5 - 4 років.

Звіт містить:

- детальний огляд існуючих методів дослідження та діагностики слуху людини, складений на підставі статей в зарубіжних журналах; д
- використання різних методів діагностики; в
- розрахунок коефіцієнта подвійного перетворення; р
- розробку конструкції акустичної частини; р



- озрахунок до рівня принципових схем усіх електричних вузлів вимірювальної установки.
- Розрахунок методики експериментальних досліджень програмно-апаратного комплексу «Тональний тест»

Для медперсоналу, який проводить діагностику, важливим є: подання даних в зручній формі, графічне представлення динаміки змін параметрів, вимір на різних фіксованих частотах, реєстрація в реальному масштабі часу

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Абакумов В.Г., Рыбин О.И., Сватош Й. Биомедицинские сигналы. Генезис. Обработка. Мониторинг, Киев, 2001г.
2. Август Шик. Психологическая акустика в борьбе с шумом. Санкт-Петербург, 1995г.
3. Альтман Я.А., Бибиков Н.Г. Слуховая система. Основы современной физиологии. – Ленинград: Наука, 1990г.
4. Винцюк Тарас Климович. Анализ, распознавание и интерпретация речевых сигналов / Т. К. Винцюк; АН УССР, Институт кибернетики им. В. М. Глушкова, 1987г.
5. Гельфан Стельмах. Слух. Введение в физиологическую и психологическую акустику. – М.: Наука, 1989г.
6. Гончаров, С. Л. . Интерактивная графическая система для исследования речевых сигналов / С. Л. Гончаров, 1988г.
7. ГОСТ 27072-86 Генераторы сигналов. Диагностические звуковые аудиометры. Общие технические требования и методы испытаний. – Государственный комитет по стандартам.
8. Женило В.Р. Анализ параметров частоты основного тона голоса для автоматической идентификации личности / В.Р. Женило, 1988г.

9. Козадаев Б. П. Теоретико-методологические основания проблемы автоматического распознавания и понимания речи, 1991г.
10. Козадаев, Б. П. Техническое моделирование слухового анализатора, 1990г.
11. Лисовский В.А., Елисеев В.А. Слуховые приборы и аппараты. – М.: Радио и связь, 1991 – 192с.
12. Малиновская Ж. Н. Методические указания по развитию навыков восприятия речи на слух и активизации устной речи студентов: для студ. всех этапов обуч. / Сост. Ж. Н. Малиновская, 1987г.
13. ОСТ 11 383.000-82 Аппараты слуховые электронные. Термины и определения. – Научно-исследовательский институт «Электростандарт».
14. Плужников М. С. Среди запахов и звуков / М. Плужников, С. Рязанцев, 1991г.
15. Свириденко Владимир Александрович. Речь и ЭВМ: Сборник научных трудов / Сост. Свириденко В. А. Под ред. Сидорова В. И.
16. Свиридов А. И. Анатомия человека. «Высшая школа», Киев, 1976г.
17. Фланаган. Анализ, синтез и восприятие речи. - М.: Наука, 1986г.
18. Цвиккер Фельдкеллер. Ухо как приемник информации. - Ленинград: Наука, 1990г.
19. Шидловская Т. В. Шум, слух, здоровье, 1991г.